



(84) 指定国(広域): ヨーロッパ特許(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:  
— 國際調査報告書

## 明細書

## 超音波診断システム及び歪み分布表示方法

5

## 技術分野

本発明は、超音波診断装置を用いて、生体組織の硬さを定量的に計測することができる超音波診断システム及び歪み分布表示方法に関する。

10

## 背景技術

超音波の医療面への応用は、組織形状だけではなく組織内の音速や減衰定数などの物理量を超音波により計測・画像化し診断に利用しようとする分野 (ultrasonic tissue characterization) がある。その中の1つとして組織の硬さ、すなわち弾性特性を計測しようとする分野があり、現在盛んに研究されている。これは、組織の弾性特性がその病理状態と深く関連しているためである。例えれば、乳がんや甲状腺がんなどの硬化性がんや肝硬変、動脈硬化症などは正常組織よりも病変部分が硬くなることが知られている。これまで、生体組織の硬さ情報は触診により得ていたが、触診では客観的な情報表現が難しく、医師の経験も必要で、また計測できる領域も体表付近のある程度大きな病変に限られる。

そこで、体表から静的な圧力を加えて組織をわずかに圧縮変形させ、その際生じる組織内部の歪みを超音波により計測し、歪みから組織の弾性特性を評価する方法がある (J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi and X. Li, "Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues", Ultrasonic Imaging, vol. 13, pp. 111 - 134, 1991)。この従来技術は、硬い組織では生じる歪みが小さく、軟らかい組織では歪みが大きくなることを基にしている。すなわち、組織を静的に圧縮してその際生じる組織内の歪み分布から組織の弾性特性を評価する。

具体的には、超音波診断装置および超音波プローブをそのまま用い、超音波プローブによって組織を圧縮する前の超音波エコー信号（圧縮前RF信号）を計測

する。その後、例えば超音波プローブにより組織をわずかに（数パーセント程度）圧縮し、組織の圧縮後の超音波エコー信号（圧縮後R F信号）を計測する。そして、計測された組織圧縮前後のR F信号から圧縮によって組織内部の各点がどれだけ動いたかという変位量である変位分布を空間相関法により推定する。

5 空間相関法は、圧縮によって生じた組織内部の変位分布を組織圧縮前後のR F信号（またはR F信号の包絡線）から2次元相関関数を用いたテンプレートマッチングにより推定する手法である。つまり、断層像データに対応する圧縮前のR F信号データに一定サイズの2次元の相関窓（テンプレート）を設定し、その相関窓のR F信号データと最大の相関を有する圧縮後のR F信号データの2次元位置に、着目した計測点が移動したことを自己相関処理により推定する手法である。  
10 この自己相関処理を例えば格子状に設定される各計測点について行い変位分布推定する。空間相関法の処理において、一般に、横方向（超音波ビームのスキャン方向）のサンプリング間隔は、軸方向のサンプリング間隔よりも大きいので、推定される変位成分の精度は横方向成分の方が軸方向成分よりも悪くなる。このよう  
15 に、空間相関法では2次元の変位ベクトル成分を推定できるという特徴がある。また、変位推定精度がサンプリング間隔によって制限されてしまうが、組織が大きく変形した場合（例えば、5%程度）でも変位分布を推定できる。しかし、空間相関処理にかかる計算量が膨大になるため超音波計測の利点であるリアルタイム性を損なってしまうという問題がある。

20 本発明の目的は、リアルタイムに変位分布、歪み分布、弾性係数分布を求ることにある。

#### 発明の開示

上記目的を達成するため、本発明の超音波診断システムは、超音波探触子によって被検体の圧縮前後に計測してなる反射エコー信号（R F信号）に基づいて被検体の組織の変位を求めるにあたり、超音波探触子から出力されるR F信号の包絡線信号を含む特徴量を蓄積する記憶手段と、この記憶手段に蓄積された被検体の圧縮前後の特徴量に基づき圧縮前後の特徴量の相関係数及び圧縮前後の受信信号間の位相差を求める相関演算手段と、この相関演算手段によって求められた相

関係数及び圧縮前後のR F信号間の位相差に基づいて圧縮に伴う計測点の変位を求める変位演算手段とを備えたことを特徴とする。また、計測点における変位を空間微分することによって被検体の組織の歪み分布を求める歪み演算手段と、求めた歪み分布を表示する表示手段とを備えることができる。

5 このように、圧縮前後の包絡線信号などの特徴量による相関を用いて計測点の変位を求めていることから、リアルタイムに変位分布を推定することができる。特に、計測点を超音波ビーム方向に超音波信号の2分の1波長間隔で移動して相関係数の最大位置を求ることにより、ドプラ法におけるエイリアシングの問題を解決できる。

10 ところで、相関演算において、計測点における圧縮前後の包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるに際し、圧縮後の包絡線信号の時間軸をずらしながら圧縮後の包絡線信号の自己相関関数を計測点ごとに求めると、演算時間がかかりすぎてリアルタイム性が損なわれるおそれがある。

そこで、圧縮前後の包絡線信号の自己相関関数を先に求め、求めた自己相関関数を計測点の移動に合わせて、例えば超音波信号の2分の1波長間隔でシフトして相関係数を求めることが好ましい。これにより、変位演算にかかる時間を短縮して処理を高速化できる。

また、本発明の超音波診断システムは、直交検波されたR F信号の包絡線信号を蓄積する記憶手段と、この記憶手段に蓄積されたスライス面に対応する前記被検体の圧縮前後の前記包絡線信号のフレームデータに計測点を設定し、該計測点を前記フレームデータに対して少なくとも2次元方向に移動して、前記計測点を囲む2次元相関窓に属する前記圧縮前後の前記包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるとともに、前記圧縮前後の前記R F信号間の位相差を求める相関演算手段と、前記相関演算手段によって求められた前記相関係数が最大となる位置及び前記位相差に基づいて前記圧縮に伴う前記計測点の少なくとも2次元方向の変位を求める変位演算手段とを備えることを特徴とする。

すなわち、相関窓を用いた空間相関法の長所である2次元又は3次元の変位計測に対応でき、ドプラ法の長所であるリアルタイム性と高精度を生かして組み合

わせた複合自己相関法 (CA法: Combined Autocorrelation method) と称する方法を提案するものである。この複合自己相関法によれば、一定の横方向変位にも対応して変位分布を推定可能である。この場合の、2次元方向は、超音波探触子により受信される超音波ピームの方向と、この超音波ピームの走査方向に設定する。特に、計測点を超音波ピーム方向に超音波信号の2分の1波長間隔で移動し、超音波ピームの走査方向に超音波ピームピッチで移動して、相関係数の最大位置を求めることが好ましい。ここで、計測点の超音波ピーム方向の移動ピッチは、超音波信号の2分の1波長間隔に限られるものではないが、これよりも小さいピッチが好ましい。

さらに変位演算を高速化するには、上述したと同様に、計測点を囲む2次元相関窓に属する圧縮前後の包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるに際し、圧縮前後の包絡線信号の自己相関関数を求め、この自己相関関数を計測点の移動に合わせてずらして相関係数が最大となる位置を求めることが望ましい。

また、本発明の変位演算は、2次元に限らず3次元に適用できる。1次元配列の超音波探触子を用いる3次元の場合は、記憶手段に蓄積されるフレームデータを複数のスライス面のフレームデータを有するボリュームデータとする。また、2次元配列の超音波探触子を用いる3次元の場合は、スライス方向の走査により得られる包絡線信号を加えたものとなる。そして、相関演算手段は、計測点をボリュームデータに対して3次元方向に移動して、計測点を囲む3次元相関窓に属する圧縮前後の包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるとともに、圧縮前後のRF信号間の位相差を求める。この場合の、3次元方向は、超音波探触子により受信される超音波ピームの方向と、超音波ピームの走査方向と、これらに直交するスライス方向である。また、相関演算手段は、圧縮前後のRF信号間の超音波ピーム方向、超音波ピームの走査方向及びこれらに直交するスライス方向の位相差を求めることが好ましい。さらに、3次元変位を求める場合も、上述した高速処理法を適用することができる。また、計測点をスライス方向に移動する場合は、超音波ピームのスライスピッチ単位にする。

また、弾性率分布を求める方法は、被検体を有限個の要素に分割して少なくと

も2次元又は3次元の有限要素モデルを作成し、そのモデル化の情報と求めた歪み分布を用いて弾性係数分布を演算する弾性係数演算手段を備えることができる。また、これにより求めた弾性分布を表示手段に表示することができる。この場合、  
5 弾性係数演算手段は、被検体組織を等方性弾性体及び近非圧縮性と仮定し、被検体組織を有限個の直方体要素に分割して3次元有限要素モデル化し、各要素内では、弾性係数、応力、歪みは一様であると仮定し、弾性方程式に前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布を演算することが好ましい。

ここで、組織を等方性弾性体と仮定するのは、外部から圧力を加えて組織を静的に圧縮した場合、応力と歪みの間の関係はほぼ線形であり、組織を弾性体として近似でき、被検体の組織はほぼ等方性が成り立つので、この発明では組織を等方性弾性体と仮定している。また、組織を近非圧縮性と仮定するのは、生体組織が非圧縮性（ポアソン比 $\nu = 0.5$ ）であると特殊な弾性方程式となり、有限要素法を適用することができなくなるからである。また、ポアソン比を生体内で一定とすることで弾性係数分布推定の推定パラメータをヤング率のみとすることができ、逆問題を簡単化できる。また、ポアソン比はヤング率に比べ生体中であまり変化しないパラメータであるため、この発明ではポアソン比を0.49で一定とすることが好ましい。この弾性係数分布演算によれば、精度よく演算可能な軸方向の歪み分布のみから弾性係数分布を再構成することができ、安定した弾性係数分布の演算が行える。

20

#### 図面の簡単な説明

図1は、超音波診断装置の原理を説明するための図である。

図2は、静的圧縮による組織弾性計測方式の具体例及び静的圧縮による組織弾性計測方式の原理を示す図である。

図3は、空間相関法の原理を示す図である。

図4は、ドプラ法の原理を示す図である。

図5は、複合自己相関法の原理を示す図である。

図6は、複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路構成を示すプロッ

ク図である。

図7は、本発明の一実施例である超音波診断システムの概略構成を示すブロック図である。

図8は、3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを示すフローチャート図である。

図9は、本発明の超音波診断システムに係る3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを示すフローチャート図であり、図7の処理の一部の詳細を示すフローチャート図である。

図10は、図9のステップS15の高速化された複合自己相関法の詳細を示すフローチャート図である。

図11は、本発明の超音波診断システムに係る3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路構成を示すブロック図である。

図12は、シミュレーションの手順の概略を示す図である。

図13は、超音波中心周波数5.0MHzの場合に用いた各点広がり関数の一例を示す図である。

図14は、組織モデルの概略を示す図である。

図15は、横方向変位に対する各手法の歪み推定誤差を示す図である。

図16は、横方向変位が0.0mmの場合の各手法（複合自己相関法、拡張複合自己相関法、空間相関法）により推定した歪み分布を示す図である。

図17は、横方向変位が0.4mmの場合の各手法（複合自己相関法、拡張複合自己相関法、空間相関法）により推定した歪み分布を示す図である。

図18は、斜め方向圧縮の検証に使用される組織モデルの概略を示す図である。

図19は、組織モデルを単純に軸方向に圧縮した場合の歪み分布推定結果を示す。

図20は、組織モデルを斜め方向に圧縮した場合の歪み分布推定結果を示す。

図21は、3次元構造を持つ2つの組織モデルの一例を示す図である。

図22は、内包モデルにおける各推定結果を示す第1の図である。

図23は、内包モデルにおける各推定結果を示す第2の図である。

図24は、層状モデルにおける各推定結果を示す第1の図である。

図25は、層状モデルにおける各推定結果を示す第2の図である。

図26は、超音波診断システムの基本構成を示す図である。

図27は、超音波診断システムで用いた超音波スキャナの具体的構成を示す図

5 である。

#### 発明を実施するための最良の形態

以下、添付図面に従って本発明に係る超音波診断システムの好ましい実施の形態について説明する。本実施例の超音波診断システムでは、包絡線相関計算の際、

10 複合自己相関法で1次元の相関窓で1次元探索していた処理を2次元の相関窓を用いて2次元探索することにより横方向の移動にも対応した拡張複合自己相関法と呼ばれる方法を採用している。また、この拡張複合自己相関法は、軸方向には

2分の1波長間隔、横方向にはライン間隔の格子点でのみ包絡線相関計算を行うことにより計算量を減少させて高速化を図っている。ただし、複合自己相関と同

15 様に拡張複合自己相関法でも位相情報をを利用して軸方向の変位推定精度を向上させている。しかし、横方向変位の推定はキャリアとなる信号がないため位相情報は利用できない。そのため、横方向変位推定精度は空間相関法と同様に横方向サンプリング間隔（超音波ビームライン間隔）により制限されてしまう。しかし、後で提案する弾性係数分布再構成法では軸方向の歪み（変位）分布のみから弾性係数分布を推定できるため、この実施例では横方向変位推定精度の向上は特にに行わないのである。

20 本実施例の拡張複合自己相関法の具体的な構成を説明する前に、本発明の前提技術となる複合自己相関法について、図1～図6を参照して説明する。図1は、超音波診断装置の原理を説明するための図である。図から明かなように、超音波探触子である超音波プローブ10は電気信号を超音波に、また超音波を電気信号に変換するものであり、この超音波プローブ10を用いて生体組織11内に超音波パルスを放射する。生体組織11内に放射された超音波パルスは音響インピーダンスの異なる第1の境界12で一部が反射され、反射エコー12aとして超音

波プローブ 10 側に向かい、その残りは透過していく。透過した超音波パルスは次の音響インピーダンスの異なる第 2 の境界 13 で同様に一部が反射され、反射エコー 13 a として超音波プローブ 10 側に向かい、その残りは透過する。このようにして反射した超音波の反射エコー信号は超音波プローブ 10 によって受波され電気信号の反射エコー信号に変換される。このとき、超音波プローブ 10 から超音波パルスが放射されてから距離  $L$  の位置にある反射物体 14（音響インピーダンスの異なる境界）からの反射エコー信号を受信するまでの時間  $t$  は、次式 (1) となる。

$$t = \frac{2L}{c} \quad \dots (1)$$

ここで、 $c$  は生体内での音速であり、軟組織では 1500 [m/秒] にほぼ一定とみなせる。よって、反射エコー信号を受信するまでの時間  $t$  を計測すればプローブから反射物体までの距離  $L$  を求めることができる。この反射エコー信号は、生体組織の音響特性情報を有することから、その反射エコー信号に基づいて B モード断層像などの生体組織の情報をディスプレイに表示することができる。

例えば、超音波診断装置を用いて、組織の硬さに関する弾性特性を計測することが行われている。弾性特性を計測する原理は、組織に機械的振動を与えてその横波の伝搬速度から硬さ情報を評価するものであり、硬い組織では横波の伝搬速度が速く、軟らかい組織では横波の伝搬速度が遅いことを基にしている。ただし、厳密には生体組織中を伝わる横波の伝搬速度  $v$  は、次式 (2) に示したように、組織の密度  $\rho$ 、せん断弾性係数  $\mu_1$ 、せん断粘性係数  $\mu_2$ 、および振動の角周波数  $\omega$  に関係している。

$$v = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2})}} \quad \dots (2)$$

一方、図 2 に示すように、組織を静的に圧縮してその際生じる組織内の歪み分布から弾性特性を評価する方式が提案されている。これは、硬い組織では歪みが

小さく、軟らかい組織では歪みが大きくなることに基づいている。図2(A)は、静的圧縮による組織弾性計測方式の具体例を示す図である。図2(B)は、静的圧縮による組織弾性計測方式の原理を示す図である。図から明かなように、この方式は、従来からある超音波診断装置および超音波プローブ10をそのまま用いて組織11の圧縮前の超音波エコー信号(圧縮前RF信号)を計測する。その後、超音波プローブ10により組織11をわずかに(数パーセント程度)圧縮し、組織11の圧縮後の超音波エコー信号(圧縮後RF信号)を計測する。そして、計測された組織圧縮前後のRF信号から圧縮によって組織内部の各点がどれだけ動いたかという移動量である変位分布を推定する。この変位分布推定手法の主なものとしては、空間相関を用いる方法とドプラの原理を用いる方法がある。

図3は、空間相関法の原理を示す図である。この方法は、圧縮によって生じた組織内部の変位分布を組織圧縮前後のRF信号(またはRF信号の包絡線)から2次元相関関数を用いたテンプレートマッチングにより推定する手法である。その具体的な処理は以下のようになる。まず、組織圧縮前後のRF信号(またはその包絡線信号)を*i<sub>1</sub>*(t, x), *i<sub>2</sub>*(t, x)とすると、この2つの信号の相互相関係数C(t, x; n, m)は、次式(3)となる。

$$C(t, x; n, m) = \frac{\sum_{v=-t_0/2}^{t_0/2} \sum_{w=-x_0/2}^{x_0/2} i_1(t+v, x+w) i_2(t+v+nL_t, x+w+mL_x)}{\sqrt{\sum_{v=-t_0/2}^{t_0/2} \sum_{w=-x_0/2}^{x_0/2} i_1^2(t, x)} \cdot \sqrt{\sum_{v=-t_0/2}^{t_0/2} \sum_{w=-x_0/2}^{x_0/2} i_2^2(t+v+nL_t, x+w+mL_x)}} \quad \dots (3)$$

ここで、tは超音波ビーム方向(軸方向)の座標、xはそれに直交する方向(横方向)の座標、t<sub>0</sub>は軸方向の相関窓サイズ、x<sub>0</sub>は横方向の相関窓サイズ、L<sub>t</sub>は軸方向のサンプリング間隔、L<sub>x</sub>は横方向のサンプリング間隔、n, mは整数である。そして、この相互相関関数が最大となるときの(n, m)を(k, 1)とすると、計測点(t, x)における軸方向の変位u<sub>y</sub>と横方向の変位u<sub>x</sub>はそれぞれ次式のようにして求められる。

$$u_y = k L_t$$

$$u_x = 1 L_x$$

ただし、横方向のサンプリング間隔  $L_x$  は軸方向のサンプリング間隔  $L_z$  よりも大きいので、推定される変位成分の精度は横方向成分の方が軸方向成分よりも悪くなる。上記の処理を各計測点について行い変位分布推定する。空間相関法は 2 次元の変位ベクトル成分を推定できるという特徴がある。また、組織が大変形した場合（5 %程度）でも変位分布を推定できる。しかし、計算量が膨大になるため超音波計測の利点であるリアルタイム性を損なってしまう。また、変位推定精度もサンプリング間隔により制限されてしまうため、後に述べるドプラ法と比べると精度が悪いという問題点もある。

図4は、ドプラ法の原理を示す図である。この方法は、圧縮によって生じた組織内部の変位分布を組織圧縮前後のRF信号から血流計測に用いられているドプラの原理を利用して推定する手法である。その具体的な処理は以下のようになる。まず、組織圧縮前後のRF信号を次式(4)のようにモデル化する。

$$\begin{aligned} i_1(t) &= \text{Re}[A(t)e^{-j(\omega_0 t - \theta)}] \\ i_2(t) &= \text{Re}[A(t - \tau)e^{-j[\omega_0(t - \tau) - \theta]}] \end{aligned} \quad \dots (4)$$

ここで、 $i_1(t)$  は圧縮前のRF信号、 $i_2(t)$  は圧縮後のRF信号、 $A(t)$  は包絡線、 $\omega_0$  は超音波の中心角周波数、 $\tau$  は時間シフトである。そして、この2つのRF信号をそれぞれ直交検波すると、次式のようなベースバンド信号が得られる。

$$\begin{aligned} s_1(t) &= A(t)e^{j\theta} \\ s_2(t) &= A(t - \tau)e^{j(\omega_0\tau + \theta)} \end{aligned} \quad \dots (5)$$

そして、この2つの信号の相関関数  $R_{12}(t)$  は次式で表される。

$$R_{12}(t) = \int_{-t_0/2}^{t_0/2} s_1(t + v)s_2(t + v)^* dv = R_A(t)e^{-j\omega_0\tau} \quad \dots (6)$$

ここで、 $R_A(t)$  は包絡線の自己相関関数、 $t_0$  は超音波ビーム軸方向の相関

窓サイズである。また、\*は複素共役を表している。よって、この相関関数  $R_{12}(t)$  の位相  $\phi(t)$  から圧縮による時間シフト  $\tau$ 、軸方向変位  $u_y$  は次式(7)のようにして求まる。

$$\tau = -\frac{\phi(t)}{\omega_0}$$

$$u_y = \frac{c\tau}{2} \quad \dots (7)$$

5 ただし、cは組織内の音速であり、生体内で一定と仮定する。

上記の処理を各計測点について行い変位分布推定する手法がドプラ法であり、ドプラの原理を基にした血流計測と同じ処理となっている。そのため、リアルタイム計測が可能であるという利点がある。また、位相情報を用いているので変位推定精度が空間相関法よりも良い。しかし、組織内部の移動量が大きくなると、10 例えれば超音波中心周波数の4分の1波長以上となると、エイリアシングを起こしてしまい正しい変位推定ができないという問題点がある。また、上式からもわかるように軸方向の変位成分のみしか推定できない。

そこで、それら2つの手法の長所を組み合わせた「複合自己相関法(CA法：Combined Autocorrelation Method)」を本願の発明者等は提案している。図5 15 は、本願発明者等が提案している複合自己相関法の原理を示す図である。複合自己相関法は、ドプラ法におけるエイリアシングの問題をRF信号の包絡線による相関を用いることによって解決したものである。その具体的な処理は以下のようになる。

まず、組織圧縮前後のRF信号をドプラ法のときと同じように次式のようにモ 20 デル化する。

$$i_1(t) = \text{Re}[A(t)e^{-j(\omega_0 t - \theta)}]$$

$$i_2(t) = \text{Re}[A(t - \tau)e^{-j[\omega_0(t - \tau) - \theta]}] \quad \dots (8)$$

ここで、 $i_1(t)$  は圧縮前のRF信号、 $i_2(t)$  は圧縮後のRF信号、 $A(t)$  は包絡線、 $\omega_0$  は超音波の中心角周波数、 $\tau$  は時間シフトである。そして、この

2つのR F信号をそれぞれ直交検波すると、次式のようなベースバンド信号が得られる。

$$\begin{aligned}s_1(t) &= A(t)e^{j\theta} \\ s_2(t) &= A(t-\tau)e^{j(\omega_0\tau+\theta)}\end{aligned}\dots(9)$$

そして、この2つの信号間の複素相関関数  $R_{12}(t; n)$  を次式のように定義する。

$$R_{12}(t; n) = \int_{t_0/2}^{t_0/2} s_1(t+v)s_2(t+n\frac{T}{2}+v)^* dv = R_A(t; \tau - n\frac{T}{2})e^{-j\omega_0(\tau - n\frac{T}{2})} \quad (n = \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots) \dots(10)$$

ここで、Tは超音波の周期、 $R_A(t; \tau)$  は包絡線の自己相関関数、 $t_0$  は相関窓サイズである。また、\*は複素共役を表している。ここで、nは探索時における計測点の移動ピッチ数であり、n=0の場合は、ドプラ法における自己相関関数の式（6）に一致する。すなわち、n=0の場合はドプラ法と同じであり、軸方向変位が超音波の波長の4分の1以上になるとエイリアシングを起こしてしまう。そこで、この問題を克服するために次式（11）で定義される包絡線相関係数C(t; n)を用いる。

$$C(t; n) = \frac{|R_{12}(t; n)|}{\sqrt{|R_{11}(t; 0)| \cdot |R_{22}(t; n)|}} \dots(11)$$

ただし、 $R_{11}(t; 0)$  は、 $s_1(t)$  の自己相関関数、 $R_{22}(t; n)$  は  $s_2(t + nT/2)$  の自己相関関数である。そして、この包絡線相関係数C(t; n)が最大となるnの値をkとすると、そのn=kのときの  $R_{12}(t; k)$  の位相  $\phi(t; k)$  は、エイリアシングの起きていない位相となる。これは、包絡線相関を計算する間隔を2分の1波長（周期）に選んだためである。ちなみに、この2分の1波長はエイリアシングを起こさないための最大の間隔である。よって、この  $\phi(t; k)$  を用いることにより組織圧縮による時間シフト  $\tau$  及び軸方向変位  $u_y$  は次式のように求まる。

$$\tau = -\frac{\phi(t; k)}{\omega_0} + k \frac{T}{2}$$

$$u_y = \frac{c\tau}{2} \quad \dots (12)$$

ただし、cは組織内の音速であり、生体内で一定と仮定する。

上記の処理を各計測点について行い変位分布推定する手法が複合自己相関法であり、ドプラ法を拡張したような手法となっている。そのため、リアルタイム計測が可能な手法となっている。また、包絡線相関を用いることによってドプラ法では計測不可能であった大変形の場合（超音波の4分の1波長以上の変位が生じる場合）の変位分布推定にも対応している。

図6は、複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路構成を示すプロック図である。図において、加圧前直交検波回路（QD）131は、加圧前のエコー信号x(t)を入力し、それぞれ直交検波して、直交検波信号Ix(t), Qx(t)信号を、第1相関演算回路133及び第1相関係数演算回路1350～135Nに出力する。第1加圧後直交検波回路（QD）1320は、加圧後のエコー信号y(t)を入力し、それぞれ直交検波して直交検波信号Y(t) = Iy + jQy(Iy(t), Qy(t))を、第1相関係数演算回路1340及び第2相関演算回路1350に出力する。第1遅延回路134は、エコー信号y(t)を超音波の周期Tだけ遅延させ、遅延したエコー信号y1 = y(t-T)を第2加圧後直交検波回路（QD）1321に出力する。第2遅延回路135は、第1遅延回路134によって遅延されたエコー信号y1 = y(t-T)を同じく超音波の周期Tだけ遅延させ、遅延したエコー信号y2 = y(t-2T)を次段の第2加圧後直交検波回路（QD）1322（図示せず）に出力する。以後、N段の遅延回路を用いて順次周期Tの整数倍だけ信号を遅延して、遅延した信号を加圧後直交検波回路に供給する。

第1相関演算回路133は、信号Ix, Qxに基づいて相関値Rx xを演算し、それを各第2相関係数演算回路1380～138Nに出力する。第2相関演算回路1340は、加圧後直交検波回路1320からの直交検波信号Iy(t), Qy

(t) を入力し、信号  $I_y, Q_y$  に基づいて相関値  $R_{yy}$  を演算し、それを第2相関係数演算回路 1380 に出力する。第1相関係数演算回路 1350 は、加圧前直交検波回路 131 からの直交検波信号  $I_x(t), Q_x(t)$  及び第1加圧後直交検波回路 1320 からの直交検波信号  $I_y(t), Q_y(t)$  を入力し、複素ベースバント信号  $S_R, S_I$  を求め、それを第3相関演算回路 1360 及び位相差演算回路 1370 に出力する。第3相関演算回路 1360 は、第1相関係数演算回路 1350 からの複素ベースバント信号  $S_R, S_I$  を入力し、それに基づいて相関値  $|R_{xy}|$  を求め、それを第2相関係数演算回路 1380 に出力する。位相差演算回路 1370 は、第1相関係数演算回路 1350 からの複素ベースバント信号  $S_R, S_I$  を入力し、それに基づいて位相差  $\phi_0(t)$  を求める。第2相関係数演算回路 1380 は、第1相関演算回路 133 からの相関値  $R_{xx}$ 、第3相関演算回路 1360 からの相関値  $|R_{xy}|$ 、並びに第2相関演算回路 1340 からの相関値  $R_{yy}$  を入力し、これらの各相関値に基づいて相関係数  $C_0(t)$  を演算し、出力する。

第2加圧後直交検波回路 (QD) 1321 は、第1遅延回路 134 によって遅延されたエコー信号  $y_1 = y(t - T)$  を入力し、それぞれ直交検波して直交検波信号  $Y_1(t) = Iy_1 + jQy_1$  ( $Iy_1(t), Qy_1(t)$ ) を、第1相関係数演算回路 1341 及び第2相関演算回路 1351 に出力する。第2相関演算回路 1341 は、第2加圧後直交検波回路 (QD) 1321 からの直交検波信号  $Iy_1(t), Qy_1(t)$  を入力し、その信号  $Iy_1(t), Qy_1(t)$  に基づいて相関値  $R_{yy_1}$  を演算し、それを第2相関係数演算回路 1381 に出力する。第1相関係数演算回路 1351 は、加圧前直交検波回路 131 からの直交検波信号  $I_x(t), Q_x(t)$ 、第2加圧後直交検波回路 (QD) 1321 からの直交検波信号  $Iy_1(t), Qy_1(t)$  を入力し、複素ベースバント信号  $S_{RI}, S_{II}$  を求め、それを第3相関演算回路 1361 及び位相差演算回路 1371 に出力する。第3相関演算回路 1361 は、第1相関係数演算回路 1351 からの複素ベースバント信号  $S_{RI}, S_{II}$  を入力し、それに基づいて相関値  $|R_{xy_1}|$  を求め、それを第2相関係数演算回路 1381 に出力する。位相差演算回路 1371 は、

第1相関係数演算回路1351からの複素ベースバント信号 $S_{R1}$ ,  $S_{H1}$ を入力し、それに基づいて位相差 $\phi_1(t)$ を求める。第2相関係数演算回路1381は、第1相関演算回路133からの相関値 $R_{xx}$ 、第3相関演算回路1361からの相関値 $|R_{xy_1}|$ 、並びに第2相関演算回路1341からの相関値 $R_{y_1y_1}$ を5 入力し、これらの各相関値に基づいて相関係数 $C_1(t)$ を演算し、出力する。

以下同様に、第1遅延回路135以降の第2加圧後直交検波回路(QD)1322～132N、第2相関演算回路1342～134N、第1相関係数演算回路1352～135N、第3相関演算回路1362～136N、位相差演算回路1372～137N及び第2相関係数演算回路1382～138Nは、上述の1段目及び2段目の回路群と同様の処理を実行し、相関係数 $C_2(t) \sim C_N(t)$ 及び位相 $\phi_2(t) \sim \phi_N(t)$ を出力する。このように、図6の複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路は、加圧後のエコー信号 $y(t)$ を遅延回路134～13Nで超音波の周期 $T/2$ (2分の1波長)だけ遅延し、それを直交検波回路(QD)1320～132Nを用いて個別に直交検波している。

前述のように組織圧縮に伴う変位分布が推定されたら、それを空間微分することにより歪み分布が得られる。歪み分布は定性的に組織の弾性特性を表しているものであり、歪み分布からでもかなりの弾性特性に基づいた診断は行える。しかし、肝硬変などの病変部全体が硬くなるような場合には、定量的な弾性係数によって評価しなければ組織診断は難しい。そのため、近年、組織弾性係数分布再構成法についても研究されるようになってきた。しかし、今のところスタンダードな手法はなく、いずれの手法も研究段階であるというのが実状である。

一方、組織弾性係数分布は先にも述べたように組織内部の歪み分布と応力分布から求められる。しかし、応力分布を直接計測することは現状では困難であるため、歪み分布と組織圧縮の際の境界条件から逆問題的に弾性係数分布を再構成することになる。そのため、一般的に逆問題を解くことは難しく、現在提案されている弾性係数再構成法も数少ない。従来から提案されている弾性係数再構成法を以下に説明する。

第1に、1次元を仮定した方法(1次元弾性体を仮定)がある。これは、1次

元弾性体を仮定して歪みの逆数を弾性係数とみなす方法である。この方法は弾性係数再構成法ではなく、歪みの逆数を求めるだけであるので、歪みにおける非定量性をそのまま残している。

第2に、弾性方程式から応力項を消去する方法（等方性弾性体、非圧縮性、平面歪み状態を仮定）がある。これは、平面歪み状態を仮定した場合の弾性方程式を変形し、応力項を消去した方程式を用いて組織圧縮の際の境界条件（体表での外部圧力分布、または体表での変位）と歪み分布（せん断歪み成分を含む歪みテンソルの全成分）から組織弾性係数分布を再構成する手法である。ただし、絶対的な弾性係数を推定するには、弾性係数が前もってわかっている領域（参照領域）が必要となる。

第3に、弾性微分方程式を積分する方法（等方性弾性体、非圧縮性、平面応力状態を仮定）がある。これは、平面応力状態を仮定した場合の弾性方程式を変形した応力項を含まない弾性係数に関する微分方程式を体表付近での弾性係数を基準として順次積分していくことにより、歪み分布（せん断歪み成分を含む歪みテンソルの全成分）から組織弾性係数分布を再構成する方法である。そのため、体表付近の弾性係数分布が前もって分かっている領域が必要であり、また体表付近を基準として積分を行っていくので奥に行くほど誤差が積算されるという問題点もある。

第4に、撮動法を用いた手法（等方性弾性体、近非圧縮性、平面歪み状態を仮定）がある。これは、平面歪み状態を仮定した場合の弾性方程式を基にした撮動法により体表での外部圧力分布と超音波ビーム方向（軸方向）の歪み分布とから反復的に組織弾性係数分布を再構成する方法である。

以上、本発明の原理の基本事項及び本発明の具体的な解決課題を説明した。以下、これらの課題を解決できる本発明の実施例について説明する。図7は、本発明の一実施例である超音波診断システムの概略構成を示すブロック図である。図において、超音波プローブ91は、被検体内へ超音波を送波すると共にその反射波を受波するものであり、従来のセクタスキャンプローブ（セクタフェイズドアレイプローブ）リニアスキャンプローブ（リニアアレイプローブ）又はコンベッ

クススキャンプロープ（コンベックスアレイプロープ）などである。

超音波プロープ91からは、組織圧縮前後のRF信号が直交検波器92に出力される。直交検波器92は、組織圧縮前後のRF信号をそれぞれ組織圧縮前後の複素包絡線信号（IQ信号）に変換し、複素2次元相関計算部93に出力する。

- 5 複素2次元相関計算部93は、組織圧縮前後のRF信号間における2次元相関を計算し、その相関が最大となる位置を横方向変位計算部94及び軸方向変位計算部95に出力し、そのときの相関関数の位相を軸方向変位計算部95に出力する。ただし、軸方向にはエイリアシングを起こさずに位相を検出できる最大の間隔である超音波中心周波数の2分の1波長間隔でのみ相関を計算するものとする。これは、超音波診断システムのリアルタイム表示を優先させるためである。従って、高精度な相関を計算するためには、この2分の1波長間隔に限定する必要はない。

- 10 横方向変位計算部94は、複素2次元相関計算部93からの横方向の相関最大位置に基づいて横方向の変位 $u_x$ を計算し、それを横方向歪み計算部96に出力する。一方、軸方向変位計算部95は、複素2次元相関計算部93からの軸方向の相関最大位置及びそのときの位相に基づいて軸方向の変位 $u_y$ を計算し、それを軸方向歪み計算部97に出力する。横方向歪み計算部96は、横方向変位計算部94からの横方向変位 $u_x$ の分布を空間的に微分することにより横方向歪み分布 $\varepsilon_x$ を計算し、それを量子化部98に出力する。一方、軸方向歪み計算部97は、軸方向変位計算部95からの横方向変位 $u_y$ の分布を空間的に微分することにより軸方向歪み分布 $\varepsilon_y$ を計算し、それを量子化部98に出力する。量子化部98は、横方向歪み分布 $\varepsilon_x$ 及び軸方向歪み分布 $\varepsilon_y$ をグレースケール表示（又はカラー表示）するために各歪み分布を量子化し、表示部99に出力する。表示部99は、量子化された各歪み分布を表示する。

- 15 次に、図7の超音波診断システムで採用した拡張複合自己相関法の動作について説明する。まず、組織圧縮が極僅か（数パーセント以下）である場合、組織内部を局所的に見れば平行移動したと見なすことができ、組織圧縮前後のRF信号を次式のようにモデル化できる。

$$\begin{aligned} i_1(t, x) &= \operatorname{Re}[A(t, x)e^{-j(\omega_0 t - \theta)}] \\ i_2(t, x) &= \operatorname{Re}[A(t - \tau, x - u_x)e^{-j[\omega_0(t - \tau) - \theta]}] \end{aligned} \quad \dots (13)$$

ここで、 $i_1(t, x)$  は圧縮前のRF信号、 $i_2(t, x)$  は圧縮後のRF信号、 $A(t, x)$  は包絡線、 $\omega_0$  は超音波の中心角周波数、 $\tau$  は時間シフトであり軸方向変位の時間概念、 $u_x$  は横方向変位、 $\theta$  は初期位相である。また、ここ  
5 ではドプラ法や複合自己相関法のときと違い横方向の変位も考慮して圧縮前後のRF信号をモデル化している。そして、この式の中で最終的に知りたいパラメータは、軸方向の変位  $u_y = c\tau/2$  (すなわち、時間シフト  $\tau$ ) と横方向変位  $u_x$  である。ただし、 $c$  は組織内の音速であり、生体内で一定と仮定する。

そこで、これらの組織圧縮前後のRF信号を、まず直交検波器 92 でそれぞれ  
10 直交検波する。すなわち、各RF信号に超音波の中心周波数と同じ周波数のsin波、cos波をかけ、それぞれ低域通過フィルタをかけると、次式(14)のような複素ベースバンド信号  $s_1, s_2$  が得られる。

$$\begin{aligned} s_1(t, x) &= A(t, x)e^{j\theta} \\ s_2(t, x) &= A(t - \tau, x - u_x)e^{j(\omega_0\tau + \theta)} \end{aligned} \quad \dots (14)$$

そして、この  $s_1(t, x)$  と  $s_2(t + nT/2, x + mL)$  との間の2次  
15 元複素相関関数  $R_{12}(t, x; n, m)$  を次式(15)のように定義する。

$$\begin{aligned} R_{12}(t, x; n, m) &= \int_{-x_0/2}^{x_0/2} \int_{-t_0/2}^{t_0/2} s_1(t + v, x + w)s_2(t + n\frac{T}{2} + v, x + mL + w)^* dv dw \\ &= R_A(t, x; t - n\frac{T}{2}, u_x - mL)e^{-j\omega_0(\tau - n\frac{T}{2})} \\ &\quad (n = -N_{\min}, \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots, N_{\max}) \\ &\quad (m = -M_{\min}, \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots, M_{\max}) \end{aligned} \quad \dots (15)$$

ここで、 $T$  は超音波の周期、 $L$  は横方向サンプリング間隔(ライン間隔)、 $R_A(t,$

$x ; \tau, u_x$ ) は包絡線の自己相関関数、 $t_0$  は軸方向相関窓サイズ、 $x_0$  は横方向相関窓サイズである。また、 $\nu$  は  $\tau$  時間軸方向の積分のずらし量、 $w$  はビームライン方向の積分のずらし量であり、\* は複素共役を表している。そして、この 2 次元複素相関関数を用いて、次式(16)に示す 2 次元包絡線相関係数  $C(t, x; n, m)$  を定義する。

$$C(t, x; n, m) = \frac{|R_{12}(t, x; n, m)|}{\sqrt{|R_{11}(t, x; 0, 0)| \cdot |R_{22}(t, x; n, m)|}} \quad \cdots (16)$$

ただし、 $R_{11}(t, x; 0, 0)$  は  $s_1(t, x)$  の自己相関関数、 $R_{22}(t, x; n, m)$  は  $s_2(t + nT/2, x + mL)$  の自己相関関数である。そして、この包絡線相関係数を用いて複合自己相関法の場合と同様にエイリアシングの問題を克服する。すなわち、各計測点  $(t, x)$  における  $C(t, x; n, m)$  と  $R_{12}(t, x; n, m)$  の位相  $\phi(t, x; n, m)$  との組  $\{C(t, x; n, m), \phi(t, x; n, m)\}$  をすべての  $n$  と  $m$  について求める。ここで、 $n$  と  $m$  の範囲が十分広ければ、すなわち、包絡線相関を行う探索範囲が十分に大きければ、包絡線相関係数が最大となる  $(n, m) = (k, 1)$  に対する位相  $\phi(t, x; k, 1)$  はエイリアシングの起きていない位相となる。これは、包絡線相関  $C(t, x; n, m)$  が最大となる  $(n, m) = (k, 1)$  のとき、 $s_1(t, x)$  と  $s_2(t + kT/2, x + 1L)$  との時間シフトの大きさ  $|\tau - kT/2|$  が  $T/2$  よりも小さくなる、すなわち、 $|\phi(t, x; k, 1)| = \omega_0 |\tau - kT/2|$  が  $\pi$  よりも小さくなるためである。よって、このエイリアシングの起きていない  $\phi(t, x; k, 1)$  を用いれば、計測点  $(t, x)$  における正確な時間シフト  $\tau$ 、軸方向変位  $u_y$ 、そして横方向変位  $u_x$  が次式(17)のように求まる。

$$\begin{aligned} \tau &= -\frac{\phi(t, x; k, 1)}{\omega_0} + k \frac{T}{2} \\ u_y &= \frac{c \tau}{2} \\ u_x &= lL \end{aligned} \quad \cdots (17)$$

ただし、 $c$  は組織内での音速（ここでは軟組織における一般的な音速 1500 m

／sで一定とする)である。したがって、組織内のすべての点で上記のように軸方向変位と横方向変位を計算すれば、軸方向変位分布  $u_y(x, y)$  と横方向変位分布  $u_x(x, y)$  が得られる。

また、各変位分布を次式のように空間微分することにより、軸方向歪み分布  $\varepsilon_y(x, y)$  5 と横方向歪み分布  $\varepsilon_x(x, y)$  が次式(18)のように求められる。

$$\varepsilon_y(x, y) = \frac{\partial u_y(x, y)}{\partial y}$$

$$\varepsilon_x(x, y) = \frac{\partial u_x(x, y)}{\partial x}$$

… (18)

以上のようにして、組織圧縮前後のRF信号から軸方向と横方向の変位(歪み)分布を推定することができる。ただし、上式の  $u_x = 1\text{L}$  からもわかるように横方向変位の精度は横方向サンプリング間隔(ライン間隔)によって制限されてしまうため、精度は若干劣るということはあるが、リアルタイムに観察できるので実用性の高いものである。10

また、上述の拡張複合自己相関法は、組織の横方向移動に対応するように2次元の相関窓と探索範囲を用いて、組織圧縮の際の組織と超音波プローブの相対的な横方向移動には対応しているが、組織圧縮の際に軸方向と横方向にそれぞれ垂直な方向(2次元超音波走査面に垂直な方向(スライス方向))の変位が生じてしまい組織移動が起こった場合には、2次元の拡張複合自己相関法では歪みの推定を行うことができない。そのため、より安定したシステムにするには、上述の拡張複合自己相関法を3次元の相関窓と3次元の探索範囲を用いることにより簡単に拡張することが可能である。15

図9及び図10は、3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを示すフローチャート図である。なお、図10は、図9の処理の一部の詳細を示すフローチャート図である。20

ステップS11では、ステップS23の判定処理と組み合わせて、第1番目の走査線から第L番目の走査線についてそれぞれ同様の処理を行うために、走査線番号レジスタ1に「1」を格納する。25

ステップS12では、ステップS18の判定処理と組み合わせて、厚み方向(フレーム)を-UからUまで順次シフトする処理を実行する。

ステップS13では、ステップS17の判定処理と組み合わせて、方位方向(走査線)を-VからVまで順次シフトする処理を実行する。

5 ステップS14では、ステップS16の判定処理と組み合わせて、距離方向(軸方向)を0からMまで順次シフトする処理を実行する。

ステップS15では、複合自己相関法により、距離方向(軸方向)における包絡線の相関係数C(1, t; u, v, n)を計算する。この複合自己相関法は、従来の方法でやってもいいが、それだと計算に時間を要するので、ここでは、高速化された複合自己相関法を用いて相関係数C(1, t; u, v, n)の計算を行う。この高速化複合自己相関法については後述する。

10 ステップS16では、前のステップS14と組み合わせられた処理であり、距離方向レジスタnがその最大値Mに達したか否かの判定を行い、達した場合にはステップS17に進み、そうでない場合はステップS14にリターンし、距離方向レジスタnをインクリメント処理する。

15 ステップS17では、前のステップS13と組み合わせられた処理であり、方位方向レジスタvがその最大値Vに達したか否かの判定を行い、達した場合にはステップS18に進み、そうでない場合はステップS13にリターンし、方位方向レジスタvをインクリメント処理する。

20 ステップS18では、前のステップS12と組み合わせられた処理であり、厚み方向レジスタuがその最大値Uに達したか否かの判定を行い、達した場合にはステップS19に進み、そうでない場合はステップS12にリターンし、厚み方向レジスタuをインクリメント処理する。

25 ステップS19では、ステップS12～ステップS18の処理によって求められた相関係数C(1, t; u, v, n)(u=-U, ... 0, ..., U)(v=-V, ... 0, ..., V)(n=0, 1, ..., N)の中から最大となる(u, v, n)を求め、それを(u<sub>0</sub>, v<sub>0</sub>, n<sub>0</sub>)とする。なお、本実施例では、圧縮変位のみを考えてn=0, 1, ..., Nとしたが、弛緩変位をも求める場合は、n=-M, ..., 0, 1,

..., Nのように設定すればよいことは当業者に容易に理解されるところである。

ステップS 2 0では、ステップS 1 9で求められた相関係数C (1, t ; u<sub>0</sub>, v<sub>0</sub>, n<sub>0</sub>)について、その位相差φ (1, t ; u<sub>0</sub>, v<sub>0</sub>, n<sub>0</sub>)を計算する。

ステップS 2 1では、最終的な位相差として、φ = n<sub>0</sub>π + φ (1, t ; u<sub>0</sub>,

5 v<sub>0</sub>, n<sub>0</sub>)を計算する。

ステップS 2 2では、(u<sub>0</sub>, v<sub>0</sub>, n<sub>0</sub>)の近傍の相関係数C (1, t ; u, v, n)を用いて、方位方向の変位:v = v<sub>0</sub> + Δv及び厚み方向の変位:u = u<sub>0</sub> + Δuを計算する。

ステップS 2 3では、前のステップS 1 1と組み合わせられた処理であり、走  
10 査線番号レジスタ1がLに達したか否かの判定を行い、達した場合にはステップ  
S 2 4に進み、そうでない場合はステップS 1 1にリターンし、走査線番号レジ  
スタ1をインクリメント処理する。

ステップS 2 4では、組織圧縮に伴う変位分布が推定されたら、それを空間微  
分することにより歪み分布を計算する。

15 図10は、図9のステップS 1 5の高速化された複合自己相関法の詳細を示す  
フローチャート図である。

ステップS 3 1では、圧縮前のRF信号xと圧縮後のRF信号yをそれぞれ直  
交検波して、以下のようにI, Q信号を求める。

$$x(t) \rightarrow I_x, Q_x \quad (X(t) = I_x + jQ_x \text{とする})$$

20 y(t) → I<sub>y</sub>, Q<sub>y</sub> (Y(t) = I<sub>y</sub> + jQ<sub>y</sub>とする)

ステップS 3 2では、相関: R<sub>xy</sub>, R<sub>xx</sub>, R<sub>yy</sub>を次式に基づいて計算す  
る。

$$R_{xy} = \int X(t+\nu) \cdot Y^*(t+\nu) d\nu$$

$$R_{xx} = \int X(t+\nu) \cdot X^*(t+\nu) d\nu$$

25 R<sub>yy</sub> = ∫ Y(t+ν) · Y\*(t+ν) dν

ステップS 3 3では、求められた相関R<sub>xy</sub>, R<sub>xx</sub>, R<sub>yy</sub>を用いて相関係  
数C<sub>0</sub>を次式に基づいて計算する。

$$C_0 = |R_{xy}| / \sqrt{R_{xx}} \sqrt{R_{yy}}$$

ステップS 3 4では、変数nに1をセットする。

ステップS 3 5では、 $Y_n(t) = Y(t - nT) e^{j\omega nt}$ を計算する。

ステップS 3 6では、次式に基づいて $R_{xy_n}$ ,  $R_{y_n y_n}$ を計算する。

$$R_{xy_n} = \int X(t + \nu) \cdot Y_n^*(t + \nu) d\nu$$

$$= \int X(t + \nu) \cdot Y^*(t - nT + \nu) e^{j\omega nt} d\nu$$

$$R_{y_n y_n} = \int Y_n(t + \nu) Y_n^*(t + \nu) d\nu$$

$$= \int Y(t - nT + \nu) Y^*(t - nT + \nu) d\nu$$

ステップS 3 7では、求められた $R_{xy_n}$ ,  $R_{y_n y_n}$ を用いて相関係数 $C_n$ を次式に基づいて計算する。

$$C_n = |R_{xy_n}| / \sqrt{R_{xx}} \sqrt{R_{y_n y_n}}$$

ステップS 3 8では、変数nをインクリメント処理する。

ステップS 3 9では、変数nが最大値Mに達したか否かを判定し、達した場合はこの処理を終了し、達していない場合は、ステップS 3 5にリターンし、同様の処理を繰り返す。

図10のフローチャートでは、 $R_{xy_n}$ ,  $R_{y_n y_n}$ を求めるのに、ステップS 3 5で $Y_n$ をYから導いている。このために、回路構成の簡略化を図ることができる。以下、どのようにして $Y_n$ をYから導くかについて説明する。

まず、加圧前のエコー信号x(t)を

$$x(t) = u(t) \cos(\omega t + \theta)$$

軸方向に加圧後のエコー信号y(t)を

$$y(t) = x(t + \tau) = u(t + \tau) \cos(\omega(t + \tau) + \theta) \text{とする。}$$

各信号x, y,  $y_n$ の直交検波値は、

$$x(t) \rightarrow I_x = 0.5 u(t) \cos \theta$$

$$Q_x = -0.5 u(t) \sin \theta$$

$$(X(t) = I_x + j Q_x = 0.5 u(t) e^{-j\theta})$$

$$y(t) \rightarrow I_y = 0.5 u(t + \tau) \cos(\omega \tau + \theta)$$

$$Q_y = -0.5 u(t + \tau) \sin(\omega \tau + \theta)$$

$$(Y(t) = I_y + j Q_y = 0.5 u(t + \tau) e^{-j(\omega \tau + \theta)})$$

$$\begin{aligned}
 y_n(t) &= y(t - nT) \\
 &= u(t + \tau - nT) \cos(\omega(t + \tau - nT) + \theta) \\
 &= u(t + \tau - nT) \cos(\omega t + \omega(\tau - nT) + \theta)
 \end{aligned}$$

となる。ここで、Tは半周期なので、

$$\begin{aligned}
 5 \quad Iy_n &= 0.5u(t + \tau - nT) \cos(\omega(\tau - nT) + \theta) \\
 Qy_n &= -0.5u(t + \tau - nT) \sin(\omega(\tau - nT) + \theta) \\
 (Y_n = Iy_n + jQy_n) &= 0.5u(t + \tau - nT) e^{-j(\omega(\tau - nT) + \theta)}
 \end{aligned}$$

となる。以上の式から以下のようないくつかの関係が成り立つ。

$$\begin{aligned}
 10 \quad Y_n(t) &= Iy_n + jQy_n \\
 &= 0.5u(t + \tau - nT) e^{-j(\omega(\tau - nT) + \theta)} \\
 &= Y(t - nT) e^{j\omega nT}
 \end{aligned}$$

これから  $Y_n(t)$  は  $Y(t) = Iy + jQy$  から求まることになる。

従って、 $Rxy_n$ 、 $R_{y_n}y_n$  も、次式のように X、Y から求めることができる。

$$\begin{aligned}
 15 \quad Rxy_n &= 4 \int X(t + \nu) \cdot Y_n^*(t + \nu) d\nu \\
 &= 4 \int X(t + \nu) \cdot Y^*(t - nT + \nu) e^{j\omega nT} d\nu \\
 |Rxy_n| &= Ru_n \\
 &= \int u(t + \nu) u(t + \tau - nT + \nu) d\nu \\
 &= 4 \int |X(t + \nu) \cdot Y_n^*(t + \nu)| d\nu \\
 &= 4 \int |X(t + \nu) \cdot Y^*(t - nT + \nu)| e^{j\omega nT} d\nu \\
 20 \quad &= 4 \int |X(t + \nu) \cdot Y^*(t - nT + \nu)| d\nu
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 Ry_ny_n &= \int u(t + \tau - nT + \nu) u(t + \tau - nT + \nu) d\nu \\
 &= 4 \int |Y_n(t + \nu) \cdot Y_n^*(t + \nu)| d\nu \\
 &= 4 \int |Y(t - nT + \nu) \cdot Y^*(t - nT + \nu)| d\nu
 \end{aligned}$$

ここで、\*は複素共役を表している。

25 図11は、この3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路構成を示すブロック図である。複合自己相関法を実行する回路構成を従来技術の図7に示すようなものにすると、直交検波回路1320～132Nが多段接続されることによって、直交検波回路1320～132Nの処理に時間を要するようにな

り、その処理時間は膨大なものとなってしまい、高速な演算処理の妨げとなり、リアルタイムな画像表示の妨げとなっていた。そこで、前述のような基本アルゴリズムに応じた図11のような回路構成を採用することによって、複合自己相関法を実行する回路の処理速度を高速化している。

5 加圧前直交検波回路(QD)131は、加圧前のエコー信号 $x(t)$ を入力し、それぞれ直交検波して、直交検波信号 $I_x(t)$ ,  $Q_x(t)$ 信号を、第1相関演算回路133及び第1相関係数演算回路1350～135Nに出力する。加圧後直交検波回路(QD)132は、加圧後のエコー信号 $y(t)$ を入力し、それぞれ直交検波して直交検波信号 $Y(t) = I_y + j Q_y$  ( $I_y(t)$ ,  $Q_y(t)$ )を、第1相関係数演算回路1350、第2相関演算回路1340及び第1遅延回路134及び第2遅延回路135に出力する。第1遅延回路134及び第2遅延回路135は、直交検波信号 $Y(t)$ をそれぞれ超音波の周期Tだけ遅延させ、遅延した直交検波信号 $Y(t-T)$ を第1相関係数演算回路1351、第3遅延回路136及び第4遅延回路137に出力する。第3遅延回路136及び第4遅延回路137は、直交検波信号 $Y(t-T)$ をそれぞれ超音波の周期Tだけ遅延させ、遅延した直交検波信号 $Y(t-2T)$ を次段の第1相関係数演算回路及び遅延回路(図示せず)に出力する。以後、N段の遅延回路を用いて順次周期Tの整数倍だけ信号を遅延して、遅延した信号を第1相関係数演算回路に供給する。

20 第1相関演算回路133は、信号 $I_x$ ,  $Q_x$ に基づいて相関値 $R_{xx}$ を演算し、それを各第2相関係数演算回路1380～138Nに出力する。第2相関演算回路1340は、加圧後直交検波回路132からの直交検波信号 $I_y(t)$ ,  $Q_y(t)$ を入力し、信号 $I_y$ ,  $Q_y$ に基づいて相関値 $R_{yy}$ を演算し、それを第2相関係数演算回路1380に出力する。第1相関係数演算回路1350は、加圧前直交検波回路131からの直交検波信号 $I_x(t)$ ,  $Q_x(t)$ 及び加圧後直交検波回路132からの直交検波信号 $I_y(t)$ ,  $Q_y(t)$ を入力し、複素ベースバント信号 $S_R$ ,  $S_I$ を求め、それを第3相関演算回路1360及び位相差演算回路1370に出力する。第3相関演算回路1360は、第1相関係数演算回路1350からの複素ベースバント信号 $S_R$ ,  $S_I$ を入力し、それに基づいて相関値 $|R$

x y | を求め、それを第2相関係数演算回路 1380 に出力する。位相差演算回路 1370 は、第1相関係数演算回路 1350 からの複素ベースバント信号  $S_R$ ,  $S_I$  を入力し、それに基づいて位相差  $\phi_0(t)$  を求める。第2相関係数演算回路 1380 は、第1相関演算回路 133 からの相関値  $R_{xx}$ 、第3相関演算回路 1360 からの相関値  $|R_{xy}|$ 、並びに第2相関演算回路 1340 からの相関値  $R_{yy}$  を入力し、これらの各相関値に基づいて相関係数  $C_0(t)$  を演算し、出力する。

第2相関演算回路 1341 は、第1遅延回路 134 及び第2遅延回路 135 からの遅延後の直交検波信号  $I_y(t-T)$ ,  $Q_y(t-T)$  を入力し、信号  $I_y(t-T)$ ,  $Q_y(t-T)$  に基づいて相関値  $R_{y_1y_1}$  を演算し、それを第2相関係数演算回路 1381 に出力する。第1相関係数演算回路 1351 は、加圧前直交検波回路 131 からの直交検波信号  $I_x(t)$ ,  $Q_x(t)$ 、第1遅延回路 134 及び第2遅延回路 135 からの遅延後の直交検波信号  $I_y(t-T)$ ,  $Q_y(t-T)$  を入力し、複素ベースバント信号  $S_{R1}$ ,  $S_{I1}$  を求め、それを第3相関演算回路 1361 及び位相差演算回路 1371 に出力する。第3相関演算回路 1361 は、第1相関係数演算回路 1351 からの複素ベースバント信号  $S_{R1}$ ,  $S_{I1}$  を入力し、それに基づいて相関値  $|R_{xy_1}|$  を求め、それを第2相関係数演算回路 1381 に出力する。位相差演算回路 1371 は、第1相関係数演算回路 1351 からの複素ベースバント信号  $S_{R1}$ ,  $S_{I1}$  を入力し、それに基づいて位相差  $\phi_1(t)$  を求める。第2相関係数演算回路 1381 は、第1相関演算回路 133 からの相関値  $R_{xx}$ 、第3相関演算回路 1361 からの相関値  $|R_{xy_1}|$ 、並びに第2相関演算回路 1341 からの相関値  $R_{y_1y_1}$  を入力し、これらの各相関値に基づいて相関係数  $C_1(t)$  を演算し、出力する。

第3遅延回路 135 及び第4遅延回路 136 から次段の第2相関演算回路 1342～134N、第1相関係数演算回路 1352～135N、第3相関演算回路 1362～136N、位相差演算回路 1372～137N 及び第2相関係数演算回路 1382～138N は、上述と同様の処理を順次遅延された遅延後の直交検波信号  $I_y(t-2T) \cdots I_y(t-NT)$ ,  $Q_y(t-2T) \cdots Q_y(t-NT)$  を入力して、位相差  $\phi_2(t)$  及び相関係数  $C_2(t)$  を出力する。

−N T) に対して実行し、相関係数  $C_1(t) \sim C_N(t)$  及び位相  $\phi_1(t) \sim \phi_N(t)$  を出力する。

次に、3次元有限要素モデルを用いた弾性係数分布再構成法について説明する。  
弾性係数分布再構成逆問題を簡単化するため、この実施の形態では組織をモデル  
5 化する。これはまた、今回提案する弾性係数分布再構成法において有限要素法を  
用いるためでもある。この実施の形態では、組織を以下のように仮定及びモデル  
化する。

まず、組織を等方性弾性体と仮定する。組織歪み分布を推定する際、外部から  
圧力を加えて組織を静的に圧縮する。しかし、組織圧縮前後のRF信号間の相関  
10 を保つために、微小圧縮しか行わない。そのため、この場合、応力と歪みの間の  
関係はほぼ線形である。すなわち、組織を弾性体として近似できる。また、今回  
対象としている軟組織はほぼ等方性が成り立つため、この実施の形態では組織を  
等方性弾性体と仮定する。

さらに、組織を近非圧縮性と仮定する。生体組織は、非圧縮性（ポアソン比  $\nu = 0.5$ ）に近いことが知られている。そこで、ポアソン比を 0.49 とし、生体  
15 内で一定とする。ここで、完全な非圧縮性を仮定しないのは、ポアソン比  $\nu = 0.5$  とすると特殊な弾性方程式となり、今回の提案手法で用いている有限要素法が  
適用できなくなるためである。そして、ポアソン比を生体内で一定とすること  
20 で弾性係数分布推定の推定パラメータをヤング率のみとすることができ、逆問題を  
簡単化できる。また、ポアソン比はヤング率に比べ生体中であまり変化しないパ  
ラメータであるため、この実施の形態ではポアソン比を 0.49 で一定とする。

組織を3次元有限要素モデル化する。この弾性係数分布再構成法では有限要素  
法を用いるため、組織を有限個の直方体要素に分割する。そして、各要素内では、  
弾性係数、応力、歪みは一様であると仮定する。一般的に逆問題を解くには、そ  
れに対応する順問題を理解することが重要である。今回の歪み分布と境界条件か  
ら弾性係数分布を推定する逆問題の場合、それに対応する順問題とは、弾性係数  
25 分布と境界条件から歪み分布を求めることがある。そして、この順問題の数値解  
法の1つが有限要素法（FEM: Finite Element Method）である。

ここで、有限要素法とは対象となる連続体を有限個の要素の集合で近似し、この集合体に対して成り立つ連立1次方程式を数値的に解く手法のことである。なお、有限要素法の定式化については後述する。ここでは有限要素法とは「入力として物体の弾性係数分布と境界条件を与えれば、出力としてそのときの歪み（変位）分布と応力分布が得られるもの」として捉えておけば十分である。

この実施の形態では、組織を等方性弾性体で近似するため、組織内では以下のようないわゆる弾性方程式（つりあい方程式・歪み一変位関係式・応力一歪み関係式）が成り立つ。

つりあい方程式は次式（19）のように表される。

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} + f_i = 0 \quad (i, j = 1, 2, 3) \quad \dots (19)$$

10

ここで、 $i, j = 1, 2, 3$  は、 $x, y, z$  に対応する。また、歪み一変位関係式は次式（20）のように表される。

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad \dots (20)$$

15

応力一歪み関係式（一般化したフックの法則）は次式（21）のように表される。

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu} \left( \varepsilon_{ij} + \frac{\nu}{1-2\nu} \delta_{ij} \varepsilon_{nn} \right) \quad \dots (21)$$

20

上記の式ではテンソル表現を用いており、実際にはつりあい方程式として3つの式、歪み一変位方程式として6つの式、応力一歪み関係式として6つの式が存在する。また、座標系  $(x_1, x_2, x_3)$  は  $(x, y, z)$  を表しており、その他

の記号は以下のことを表している。

E : ヤング率（弾性係数とはヤング率のことを表している）

$\nu$  : ポアソン比

$\varepsilon_{ij}$  : 歪みテンソル

( $\varepsilon_{nn} = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33}$  : 体積歪み)

$s_{ij}$  : 応力テンソル

$d_{ij}$  : クロネッカーのデルタ

5  $u_i$  : 変位ベクトル

$f_i$  : 体積力ベクトル (重力の影響は無視できるため、ここでは  $f_i = 0$  とする)

ここで、応力-歪み関係式を  $\varepsilon_{ij}$  について整理すると、次のような歪み-応力関係式 (2 2) が得られる。

$$\varepsilon_y = \frac{1+\nu}{E} \left( \sigma_{yy} - \frac{\nu}{1+\nu} \delta_{yy} \sigma_{nn} \right) \quad \dots (2 2)$$

10 ただし、 $s_{nn} = s_{11} + s_{22} + s_{33}$  である。よって、この式の中で  $i = j = 2$  とし、ヤング率Eについて整理すると次式 (2 3) が得られる。

$$\begin{aligned} E &= \frac{\sigma_{22} - \nu(\sigma_{11} + \sigma_{33})}{\varepsilon_{22}} \\ &= \frac{\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)}{\varepsilon_y} \quad \dots (2 3) \end{aligned}$$

従って、軸方向 (この実施の形態では、y方向を超音波ビーム方向、すなわち軸方向とする) の歪み成分と全方向の応力成分がわかれば、ヤング率すなわち弾性係数を求めることができる。なお、上述の計算式からは、応力分布を直接計測することは現状では困難である。そこで、この実施の形態では応力分布と弾性係数分布を交互に推定・更新しながら、推定弾性係数分布を実際の分布に近づけていく。その弾性係数分布再構成の手順は、以下のようになる。

第1に、未知弾性係数分布の初期値分布  $\{E^0\}$  として一様分布を考える。第20 2に、初期弾性係数分布  $\{E^0\}$  のときに生じる応力分布  $\{s^0\}$  を3次元有限要素法により求める。具体的には、まず組織モデル内の各要素に対して歪み-変位関係式及び応力-歪み関係式をつりあい方程式に代入して得られる次式のようなつりあい方程式 (2 4) を作る。

$$\frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \frac{E}{2(1+\nu)} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) + \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \delta_{ij} \frac{\partial u_n}{\partial x_n} \right] + f_i = 0 \quad \dots (24)$$

ただし、

$$\frac{\partial u_n}{\partial x_n} = \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \quad \dots (25)$$

である。そして、この連立方程式を以下のような境界条件のもとガウスの消去法  
5 を用いて変位について解き、弾性係数分布  $\{E^0\}$  のときの変位分布  $\{u^0\}$  を求める。

$$\begin{aligned} u_i |_{y=bottom} &= 0 \\ \sigma_i |_{y=top} &= p_i \\ \sigma_n |_{x,z=side} &= 0 \end{aligned} \quad \dots (26)$$

上式において、 $p_i$  は体表における外部圧力ベクトル、 $s_n$  は側面に垂直な方向の応力成分である。また、上段の式は底面が固定されていることを示し、中段の式は体表での応力分布は外部圧力分布に等しいことを示し、下段の式は側面が拘束されていないことをそれぞれ示している。次に、この変位分布  $\{u^0\}$  を歪み一変位関係式に代入して、弾性係数分布  $\{E^0\}$  のときの歪み分布  $\{\varepsilon^0\}$  を求めることにより、弾性係数分布  $\{E^0\}$  のときの応力分布  $\{s^0\}$  を得る。

15 第3に、3次元有限要素法により得られた応力分布と拡張複合自己相関法により推定した軸方向（y方向）歪み分布  $\{\varepsilon_y\}$  を用いて、弾性係数分布  $\{E^k\}$  を次式（27）により更新する。

$$\hat{E}^{k+1} = \frac{\hat{\sigma}_y^k - \nu(\hat{\sigma}_x^k + \hat{\sigma}_z^k)}{\varepsilon_y} \quad \dots (27)$$

ただし、この式は、上述の応力-歪み関係式を  $\varepsilon_{ij}$  について整理し、式中の  $i = j = 2$  とし、ヤング率 E について整理した式を書き改めたものであり、式中の k

は繰り返し回数を表している。

第4に、上述のように更新された弾性係数分布と上述の境界条件を用いて再び3次元有限要素解析を行い、応力分布を更新する。

そして、第3及び第4の処理を繰り返すことにより弾性係数分布を実際の分布5に近づけていく。ただし、次式(28)の条件が満たされた時点で弾性係数分布推定は収束したとみなし、推定を終了する。

$$\frac{1}{N} \sum_i^N |\hat{E}_i^{k+1} - \hat{E}_i^k| < \Gamma \quad \dots (28)$$

ここで、1は要素番号、Nは要素数、 $\Gamma$ はしきい値である。

以上が、今回提案した3次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法であり、この方法は3次元のつりあい方程式を基に弾性係数分布を推定している。そのため、本手法は従来の手法よりもより実際の生体組織に近い仮定に基づいているので、より正確な弾性係数推定が可能になる。また、本手法は精度良く推定可能な軸方向の歪み分布のみから弾性係数分布を再構成するため、安定した弾性係数分布再構成が行える。ただし、本手法は組織弾性係数の3次元分布を推定する手法であるため、2次元アレイ超音波プローブを用いるか、1次元アレイ超音波プローブをスライス方向に機械的に走査することにより、対象を3次元的に走査する必要がある。

この実施の形態の拡張複合自己相関法と3次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法の有効性をシミュレーションによって実証する。図12は、このシ20ミュレーションの手順の概略を示す図である。

第1に、推定したい弾性係数分布を持つ組織モデルを作成する。このとき、組織モデル内には超音波エコー信号を発生させるための散乱体を分布させておく。第2に、この組織モデルに対して外部圧力を加え、計算機上で組織圧縮を行う。そして、この圧縮による各散乱点の移動先を有限要素法などにより求める。第3に、組織モデル圧縮前後の散乱体分布を基に圧縮前後のRF信号を作成する。第254に、この圧縮前後のシミュレーションRF信号に対して拡張複合自己相関法を

適用し、組織歪み分布を推定する。第5に、拡張複合自己相関法により推定された歪み分布と組織モデル圧縮の際に設定した境界条件（外部圧力分布など）とから3次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法により組織弾性係数分布を推定する。

5 今回のシミュレーションで用いた組織モデルの弾性係数分布は、各シミュレーションにおいて異なるが、いずれの場合も等方性弾性体を仮定する。なお、各シミュレーションで設定した弾性係数の値としては、今回の組織弾性計測システムで主な対象としている乳房組織の弾性係数にほぼ即している。また、組織圧縮前後のシミュレーションRF信号を作成するために、各組織モデルには点散乱体を10 分布させた。その際、点散乱体の平均密度としては500個/cm<sup>3</sup>とし、組織圧縮前の散乱体の位置は一様乱数により、散乱係数は平均1.0、標準偏差0.3の正規乱数により決めた。そして、組織圧縮後の散乱体位置は有限要素解析の結果に応じて組織圧縮前の各散乱体を移動させることにより決めている。ここで、実際の組織の散乱体に関する情報は未知であるが、シミュレーションRF信号を15 基にBモード像にした際、実際の組織のBモード像に近くなるように各パラメータを設定する。

この実施の形態では、組織モデルに対する組織圧縮前後のシミュレーションRF信号を次式(29)のように組織圧縮前後の散乱体関数と超音波システムの点広がり関数との畳み込みにより作成する。

$$i_1(x, y, z) = \iiint h(x - x', y - y', z - z') t_1(x', y', z') dx' dy' dz'$$

$$i_2(x, y, z) = \iiint h(x - x', y - y', z - z') t_2(x', y', z') dx' dy' dz' \quad \dots (29)$$

20 ここで、 $i_1(x, y, z)$ は組織圧縮前のRF信号、 $i_2(x, y, z)$ は組織圧縮後のRF信号、 $h(x, y, z)$ は超音波システムの点広がり関数（インパルス応答）、 $t_1(x, y, z)$ は組織圧縮前の散乱体関数、 $t_2(x, y, z)$ は組織圧縮後の散乱体関数である。ただし、散乱体関数とは組織モデル内の散乱25 体が存在する位置ではその散乱係数の値をとり、その他の位置では0であるような関数である。また、組織圧縮後の散乱体関数 $t_2(x, y, z)$ は組織圧縮前

散乱体関数  $t_1(x, y, z)$  の各散乱体の位置を組織モデルの変形に応じて移動させたものである。ただし、組織圧縮に伴う各散乱体位置での変位は有限要素解析により得られる要素節点での変位ベクトルを線形補間することにより求めている。

- 5 また、この実施の形態ではシミュレーション超音波システムとして無焦点、かつ減衰のないシステムを仮定する。すなわち、超音波システムの点広がり関数  $h(x, y, z)$  は空間的に不变であると仮定する。さらに、点広がり関数は次式(30)のように方向ごとに分離できると仮定する。

$$h(x, y, z) = h_x(x)h_y(y)h_z(z) \quad \dots (30)$$

- 10 ここで、 $h_y(y)$  は超音波ビーム方向の点広がり関数、 $h_x(x), h_z(z)$  はそれぞれ超音波ビームに直交した方向の点広がり関数である。ただし、 $x$  方向は超音波断層面内の方角（横方向）、 $z$  方向は超音波断層面に垂直な方角（スライス方向）とする。そして、各方向の点広がり関数は実際の超音波装置により計測したワイヤー・ターゲット（水中に張った直径 0.13 mm のワイヤー）からの反射エコー分布を基に作成する。図 13 は、超音波中心周波数 5.0 MHz の場合に用いた各点広がり関数の一例を示す図である。図 13 (A) は軸方向の点広がり関数  $h_y(y)$  を示し、これはガウス関数に正弦波をかけたものによって実際のワイヤー・ターゲットからの反射エコー分布を近似し、図 13 (B) は横方角の広がり関数  $h_x(x)$  を、図 13 (C) はスライス方向の広がり関数  $h_z(z)$  をそれぞれ示し、これらはガウス関数によって実際のワイヤー・ターゲットからの反射エコー分布を近似する。また、各関数のパラメータは中心周波数に応じて変えており、各シミュレーションの際に改めて説明する。

- 20 次に、変位（歪み）分布推定法として今回提案した拡張複合自己相関法の有効性をシミュレーションにより評価する。まず、拡張複合自己相関法の複合自己相関法に対する拡張点である組織の横方向変位に対応できる点について検証する。

25 図 14 は、組織モデルの概略を示す図である。組織モデルは、外形 60 mm × 60 mm (2 次元) で、一様な弾性係数分布をもつモデルである。そして、この

組織モデルを軸方向に一様な3%の歪みが生じるように圧縮する。ここで、このシミュレーションに関しては拡張複合自己相関法のみの評価を行うため、組織モデルとしては単純な1次元弾性体を仮定している。そして、組織の横方向移動（超音波プローブに対する相対的な横方向移動）に関する影響を検証するため、軸方向の圧縮と同時に横方向に0.0 mmから1.4 mmまでの横方向変位を与えた。  
5 ただし、横方向に関しては単純な平行移動であり、組織に対して超音波プローブが完全に滑った場合を想定している。

そして、この組織モデルに対して変形前後のシミュレーションRF信号を作成する。その際用いた超音波システムに関するパラメータは、中心周波数5.0 MHz、パルス幅0.5 mm、超音波ビーム幅1.0 mm、走査ライン間隔0.5 mm、サンプリング周波数30 MHzである。そして、この圧縮前後のシミュレーションRF信号を用いて、今回提案した拡張複合自己相関法により歪み分布を推定する。また、比較のために複合自己相関法と空間相関法を用いても歪み分布推定を行った。ここで、単純に精度等を比較できるように各手法では同じサイズの相関窓と探索範囲を用いた。具体的には、拡張複合自己相関法と空間相関法では1.6 mm（軸方向）×2.5 mm（横方向）の2次元相関窓と5.6 mm（軸方向）×7.5 mm（横方向）の2次元探索範囲を用い、1次元処理の複合自己相関法では軸方向だけ同じ1.6 mmの1次元相関窓と5.6 mmの1次元探索範囲を用いた。  
10  
15

20 このようにして各手法により歪み分布を推定した結果、図15～図17のようになる。ここで、図15は横方向変位に対する各手法の歪み推定誤差を示している。◇は複合自己相関法、□は拡張複合自己相関法、△は空間相関法を示す。ただし、歪み推定誤差eとしては次式（31）を用いた。

$$e = \sqrt{\frac{\sum_i^N (\hat{\varepsilon}_i - \varepsilon_i)^2}{\sum_i^N \varepsilon_i^2}} \quad \cdots (31)$$

25 ここで、 $\hat{\varepsilon}_i$ は推定された歪み、 $\varepsilon_i$ は実際の歪み（理想値）、iは要素番号、Nは要素数である。また、図16は横方向変位が0.0 mmの場合の各手法（複合

自己相関法、拡張複合自己相関法、空間相関法)により推定した歪み分布、図17は横方向変位が0.4mmの場合の各手法(複合自己相関法、拡張複合自己相関法、空間相関法)により推定した歪み分布を示す図である。なお、図16及び図17は軸方向の深さごとに推定された歪みの平均値と標準偏差を表している。

このシミュレーション結果より、従来の複合自己相関法(CA法)では組織の相対的な横方向変位が超音波ビームを越えて生じてしまう(今回の場合、横方向変位がビーム幅の片側分である0.5mmを超えててしまう)と歪み推定が急に悪くなってしまうのに対し、拡張複合自己相関法では横方向変位の大きさにかかわらず安定して歪み推定が可能であることが理解できる。また、空間相関法も横方向変位にかかわらず安定して歪み推定が行えるものの、拡張複合自己相関法と比べると2倍以上誤差が大きく精度が悪いことが理解できる。また、各手法の処理時間を比較したところ、下表のように拡張複合自己相関法は複合自己相関法に比べて3.6倍時間がかかるてしまうものの、空間相関法と比べると1/(7.7)の時間しかかからなかった。そのため、拡張複合自己相関法はある程度リアルタイム性が保たれていることが理解できる。

手 法	処理時間	処理時間比較
複合自己相関法	26秒	1/(3.6)
拡張複合自己相関法	1分34秒	1.0
空間相関法	12分5秒	7.7

次に、斜め方向圧縮に関する検証について説明する。前述のシミュレーションでは簡単な2次元の均一組織モデルを用いたが、次は実際の生体組織と同じ3次元構造を持つ組織モデルを用いてシミュレーションを行う。また、超音波プローブにより組織を圧縮する際、超音波ビーム方向(軸方向)に圧縮するのが理想的であるが、ここでは斜めに圧縮してしまった場合の影響を検証する。

図18は、斜め方向圧縮の検証に使用される組織モデルの概略を示す図である。組織モデルは、図18(A)に示すように、外形が60mm×60mm×60mmの3次元構造をしており、この組織モデル中に直径15mm、長さ60mmの硬

い円柱形内包物が存在するようなモデルである。ここで、周辺の弾性係数（ヤング率）は 10 kPa、内包物の弾性係数は周辺より 3 倍硬い 30 kPa とする。ただし、この弾性係数の値は今回主な対象としている乳房組織の弾性係数および乳がんの弾性係数を基に設定する。そして、この組織モデルを 2 通りの方法で圧縮を行った。1 つ目は、図 18 (B) に示すように、この組織モデルに対して上面から軸方向に一様な 200 Pa の外部圧力を加えて、組織モデルを軸方向に約 2 % 圧縮する。2 つ目は、図 18 (C) に示すように、この組織モデルに対してモデル上面から斜め方向の一様な外部圧力（軸方向に 200 Pa、横方向に 30 Pa）を加えて、組織モデルを斜め方向に圧縮する。

そして、上記の 2 通りの場合についてそれぞれ組織圧縮前後のシミュレーション RF 信号を作成し、拡張複合自己相関法により歪み分布を推定する。なお、ここでも比較のために複合自己相関法と空間相関法による歪み分布推定も行う。ただし、単純に比較できるように各手法で用いた相関窓サイズと探索範囲は同じとし、そのサイズは前のシミュレーションと同じとする。また、シミュレーション RF 信号作成の際に用いた超音波システムに関するパラメータも前のシミュレーションと同じ、中心周波数 5.0 MHz、パルス幅 0.5 mm、横方向超音波ビーム幅 1.0 mm、スライス方向超音波ビーム幅 2.0 mm、走査ライン間隔 0.5 mm、サンプリング周波数 30 MHz とする。

上記のようにして行ったシミュレーションの結果は、図 19 及び図 20 に示すようになる。ここで、図 19 は組織モデルを単純に軸方向に圧縮した場合の歪み分布推定結果を示し、図 20 は組織モデルを斜め方向に圧縮した場合の歪み分布推定結果を示す。なお、各図における理想的な歪み分布とは、各条件で 3 次元有限要素解析を行って得られた軸方向歪み分布であり、この歪み分布を正解としている。また、図 19 及び図 20 における結果は組織モデルの中央断面での結果である。ここで、図 20 において理想歪み分布が左右対称でないのは斜め方向に圧縮した影響であり、特に今回の場合は図に向かって右斜め下に圧縮したため、図右上の部分の横方向変位が大きくなっている。

そして、このシミュレーションの結果より、軸方向に圧縮した場合は拡張複合

自己相関法と複合自己相関法はほぼ同じ結果となったが、斜め方向に圧縮した場合は横方向変位が大きくなるため、複合自己相関法では推定できなくなる領域が生じてしまうのに対し、拡張複合自己相関法では先のシミュレーション同様に横方向変位の大きさにかかわらず安定して歪み推定が可能であることが改めて確認された。また、空間相関法も横方向変位の大きさには依存しないものの拡張複合自己相関法の結果と比較すると明らかに推定精度が悪いのが見てとれる。そのため、前のシミュレーションと合わせて改めて拡張複合自己相関の有効性が確認された。

前述の拡張複合自己相関法は、精度良く、かつ高速に組織歪み分布を推定できることができる。そこで、次に組織弾性映像システムの第2段階である歪み分布から弾性係数分布を推定する手法で、今回提案した3次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法についてシミュレーションにより検証を行う。

今回提案した弾性係数分布再構成法の最大の特徴は3次元の力学的つりあい方程式に基づいて弾性係数分布を推定することである。そこで、今回提案した手法と手順的には同じであるが、2次元の力学的つりあい方程式を基にしている点だけが異なる2次元再構成法を用いて、提案した3次元再構成法と比較することにより検証を行う。この2次元再構成法では、2次元の平面歪み状態を仮定した弾そこで、まず組織モデルとして、実際の生体組織と同じ3次元構造を持つ図21のような2つのモデルを用いる。図21は、3次元構造を持つ2つの組織モデルの一例を示す図である。図21(a)の内包物モデルは、乳がんを模擬したモデルで、外形100mm×100mm×100mmのモデル中に直径20mmの硬い内包物が存在するもので、内包物の弾性係数は30kPa、周辺の弾性係数は10kPaとする。これらの弾性係数の値は、先ほどのシミュレーションと同じように実際の乳房組織の弾性係数を基に決めている。また、周辺と内包物のポアソン比としては、共に非圧縮性に近いため0.49で一様とする。そして、図21(b)の層状モデルは筋肉などの層状のものを模擬したモデルで、外形100mm×100mm×100mmのモデル中に厚さ20mmの硬い層がモデル中に存在するというもので、硬い層の弾性係数は30kPa、周辺の弾性係数は10k

Paとする。そして、このモデルの場合もポアソン比は0.49で一様とする。

そして、図21(a)の内包物モデルの場合はモデル上部から軸方向に100Paの一様な外部圧力により、図21(b)の層状モデルの場合はモデル上部から軸方向に150Paの一様な外部圧力により、各モデルをコンピュータ上で圧縮する。ここで、2つのモデルで外部圧力の強さを変えているのは、各モデルとも同じ約1%の歪みが生じるようにするためにである。そして、これらの組織モデル圧縮前後のシミュレーションRF信号を作成し、拡張複合自己相関法により軸方向歪み分布を推定する。そして、この推定された軸方向歪み分布と圧縮の際の境界条件とから、提案した3次元弾性係数分布再構成法により弾性係数分布を推定する。また、同じ軸方向歪み分布と境界条件を用いて比較のために2次元再構成法によっても弾性係数分布を推定する。ここで、シミュレーションRF信号を作成するために用いた超音波システムのパラメータとしては、中心周波数3.75MHz、パルス幅0.75mm、横方向超音波ビーム幅2.0mm、スライス方向超音波ビーム幅2.0mm、走査ライン間隔2.0mmである。また、拡張複合自己相関法における相関窓のサイズは3.2mm(軸方向)×4.0mm(横方向)、探索範囲は11.2mm(軸方向)×14.0mm(横方向)とする。さらに、3次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成では2mm(軸方向)×2mm(横方向)×5mm(スライス方向)の直方体要素50000個を用いて組織モデルを構成する。

そして、このシミュレーションの結果は、図22～図25に示すようになる。図22及び図23は内包モデルにおける各推定結果を示す、図24及び図25は層状モデルにおける各推定結果を示す。ただし、3次元再構成法では弾性係数の3次元分布を推定しているが、ここではモデル中央断面での結果のみを示す。これは、2次元再構成法では2次元断面での弾性係数分布しか推定できないので、ここでは比較できる中央断面のみ示す。また、各組織モデルにおける3次元再構成結果と2次元再構成結果を数値的に評価したところ次のようないい結果が得られた。

		周辺領域における弾性係数誤差 [%]	周辺領域における標準偏差 [%]	モデル中心におけるコントラスト誤差 [%]
内包物モデル	3次元再構成法	3. 5	15. 5	11. 0
	2次元再構成法	30. 9	17. 9	35. 9
層状モデル	3次元再構成法	8. 5	26. 8	3. 1
	2次元再構成法	24. 9	22. 1	43. 5

ここで、用いた評価用のパラメータは、周辺領域における弾性係数誤差  $e_s$ 、周辺領域における標準偏差  $SD_s$ 、モデル中心におけるコントラスト誤差  $e_c$  であり、それぞれ次式のように定義する。

$$e_s = \frac{\frac{1}{N_s} \sum_{i=1}^{N_s} |\hat{E}_i - E_i|}{\bar{E}_s}$$

$$SD_s = \sqrt{\frac{\frac{1}{N_s} \sum_{i=1}^{N_s} (\hat{E}_i - \bar{E}_s)^2}{\bar{E}_s}}$$

$$e_c = \frac{|(\hat{E}_c - \bar{E}_s) - (E_c - E_s)|}{E_c - E_s} \quad \cdots (32)$$

- 5 ただし、上式における  $s$  は周辺領域における総和、 $E^*$  は推定された弾性係数、  
 E は実際の弾性係数、 $N_s$  は周辺領域の要素数、 $\bar{E}_s$  は周辺領域における弾性係数の平均値、 $E^*_c$  はモデル中心における推定弾性係数、 $E_c$  はモデル中心における実際の弾性係数、 $E_s$  は周辺領域における実際の弾性係数である。

- 以上のシミュレーション結果より、今回提案した3次元有限要素モデルによる  
 10 弾性係数分布再構成法の方が平面応力状態を仮定した2次元再構成法よりもより  
 正確な弾性係数を推定できることが確認された。ここで、3次元再構成法では弾  
 性係数の値が正確に推定されているのに対し、2次元再構成法では実際の弾性係数  
 の値よりも小さく推定しまっている。これは、前もって予想されていたように  
 2次元状態では2次元考察面に垂直な方向の動きが制限されてしまうためである。  
 15 そのため、実際の生体組織と同じ3次元を基にした弾性係数分布再構成法が必要

であることがこのシミュレーションにより改めて示された。

次に、上述の拡張複合自己相関法と3次元有限要素モデルによる弾性係数再構成法を実装した超音波診断システムの具体的構成について説明する。図26は、この超音波診断システムの基本構成を示す図である。この超音波診断システムは、  
5 3次元超音波スキャナ281、超音波診断装置282、パーソナルコンピュータ  
283、パルスマータコントローラ284、パルスマータ285、圧力計286  
などから構成される。3次元超音波スキャナ281は超音波パルスを組織内に送  
信し、かつ組織からの超音波エコー信号を受信するためのものである。ただし、  
ここでは3次元有限要素モデルによる弾性係数再構成法を用いるため、組織内の  
10 3次元的なデータが必要になる。そこで、この超音波診断システムでは3次元超  
音波スキャナ281は3次元走査が可能な構成となっている。超音波診断装置2  
82は3次元超音波スキャナ281を制御したり、リアルタイムに超音波Bモー  
ド画像を表示して計測部位を決定したりするためのもので、従来の超音波診断裝  
置をそのまま用いることができる。この超音波診断装置はフルデジタル化された  
15 装置で内部にフレームメモリを持っているため、計測したRF信号を一時的に保  
存しておくことが可能となっている。パーソナルコンピュータ283は、超音波  
診断装置282によって計測されたRF信号を受け取り、組織弹性特性推定のた  
めの処理(前述の提案手法の処理)、および処理結果の表示を行うためのものであ  
る。パルスマータ285は組織圧縮を制御するためのものであり、位置固定が可  
能なアームの先端に固定されており、かつパルスマータ285の可動部分には3  
20 次元超音波スキャナ281が取り付けてある。そして、パルスマータコントロー  
ラ284によりこのパルスマータ285を制御し、超音波スキャナ281を組織  
表面で上下に動かすことにより数パーセントの微小組織圧縮を精度良く行う。圧  
力計286は弾性係数再構成の際に必要な境界条件である体表上の圧力を測る  
ためのもので、超音波スキャナ281と体表との間に置かれる。ただし、ここ  
25 では超音波スキャナ281で組織圧縮を行った際の体表上の圧力分布は一様であ  
ると仮定し、圧力計286で計測された値をその圧力値として用いる。

図27は、この超音波診断システムで用いた超音波スキャナ281の具体的構

成を示す図である。3次元超音波スキャナ281は、超音波振動子が2次元平面状に並んだ2次元アレイ型ではなく、コンベックス型の2次元走査プローブを水中で機械的にスライス方向に振ることにより3次元走査を行うタイプのものである。

5 図26の超音波診断システムは、乳がん診断を主な対象としているため、超音波スキャナの特性も乳腺用に設定してある。今回用いた超音波スキャナの主な特性としては、超音波中心周波数7.5MHz、サンプリング周波数30MHz、走査ライン数71本、フレーム数44枚、振動子の振れ角30°、1回の3次元走査にかかる時間0.5秒となっている。ここで、振動子の振れ角とはコンベックス型のプローブをスライス方向に振る際の振れ角のことであり、フレーム数とはコンベックス型のプローブを1回振る際に取得される走査面（フレーム）の数である。また、水中のワイヤー・ターゲットにより超音波パルスの特性を計測したところ、パルス幅約0.5mm、横方向ピーム幅約1.5mm、スライス方向ピーム幅約2.6mmであった。

15 図26の超音波診断システムの弾性計測の動作例について説明する。まず、超音波診断装置282のリアルタイムBモード像を見ながら、アームにつながった3次元超音波スキャナ281を動かし、計測を行いたい部位に超音波スキャナ281を設定する。この際、超音波スキャナ281は3次元走査を行わず（すなわち、コンベックス型のプローブを機械的に振らず）、スキャナの中央面のBモード像のみを超音波診断装置282に表示する。これは、今回の超音波診断装置282で3次元走査をするとリアルタイムにBモードを表示できないためである。従って、リアルタイムにBモードを表示することのできる超音波診断装置の場合は、3次元走査を行いながら部位の設定を行なうことができる。計測部位に超音波スキャナ281を移動させたら、アームの可動部を固定し、超音波スキャナ281を固定する。そして、組織圧縮前の3次元RF信号を計測する。これは、3次元走査用のボタンを押すことにより自動的に3次元走査される。また、1回の3次元走査にかかる時間はわずか0.5秒である。このとき、計測された圧縮前のRFデータは超音波装置内のフレームメモリに保存しておく。次に、パルスモータ・

コントローラ 284 の圧縮用のボタンを 1 回押すことにより、アームに取り付けられたパルスモータ 285 が前もって設定しておいた量だけ超音波スキャナ 281 を動かし、超音波スキャナ 281 自身により組織を圧縮する。そして、パルスモータ 285 が止まって組織圧縮を行っている状態で、再び 3 次元走査用のボタンを押し、組織圧縮後の RF データを計測する。ここで、組織圧縮後の RF データも圧縮前の RF データと同様に超音波装置 282 内のフレームメモリに保存される。また、圧縮している状態で超音波スキャナ 281 の端に取り付けられた圧力計の圧力を計測しておく。以上で、計測部は終わりで、組織圧縮を解除し、被験者は解放される。

10 被検者解放後は、パーソナルコンピュータ 283 から超音波診断装置 282 内のフレームメモリにアクセスし、組織圧縮前後の RF データをパーソナルコンピュータ 283 上のハードディスクに保存する。これは、超音波装置内のフレームメモリは一時的なものであり、1 回の計測分しか容量がないためである。パーソナルコンピュータ 283 は、拡張複合自己相関法と 3 次元有限要素モデルによる弹性係数分布再構成法のプログラムを実行し、組織圧縮前後の RF データから歪み分布及び弹性係数分布を推定する。そして、パーソナルコンピュータ 283 は、表示用のプログラムによってモニタ上に B モード像、歪み像、弹性係数像を

15 この発明の超音波診断システム、歪み分布表示方法及び弹性係数分布表示方法によれば、横方向変位に対応して変位分布を推定することができると共に超音波ビーム方向（軸方向）の歪み分布のみから弹性係数分布を再構成することができるという効果がある。

20 なお、本件は、包絡線信号を例に説明したが、波形の特徴量を表すものであれば、振幅、波高値、波数を含む波形の相関を特定可能なパラメータでもよい。

## 請求の範囲

1. 被検体との間で超音波信号を送受信する超音波探触子と、  
この超音波探触子により検出された信号の特徴量を蓄積する記憶手段と、  
この記憶手段に蓄積された前記被検体の圧縮前後の前記特徴量に基づき前記圧  
縮前後の前記特徴量の相関係数及び前記圧縮前後の前記受信信号間の位相差を求  
める相関演算手段と、  
この相関演算手段によって求められた前記相関係数及び前記位相差に基づいて  
前記圧縮に伴う前記計測点の変位並びに前記被検体の組織の歪み分布を求める演  
算手段と、  
前記歪み分布を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断シス  
テム。
2. 前記特徴量は、包絡線、振幅、波高値、波数を含む波形の相関を特定  
可能なパラメータであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断システム。
3. 前記相関演算手段は、前記記憶手段に蓄積された前記被検体の圧縮前  
後の前記超音波探触子により検出された信号の包絡線信号からなる超音波ビーム  
データに計測点を設定し、該計測点を少なくとも超音波ビーム方向に移動して、  
前記計測点における前記圧縮前後の前記包絡線信号の相関係数が最大となる位置  
を求めるとともに、前記圧縮前後の前記受信信号間の位相差を求め、
- 20 前記演算手段は、前記相関演算手段により求められた前記相関係数が最大とな  
る位置及び前記位相差に基づいて前記圧縮に伴う前記計測点の変位を求める変位  
演算手段を含んでなることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断システム。
4. 前記演算手段は、前記計測点における変位を空間微分することによつ  
て前記被検体の組織の歪み分布を求める歪み演算手段を含んでなることを特徴と  
する請求項 3 に記載の超音波診断システム。
- 25 前記相関演算手段は、前記計測点を前記超音波ビーム方向に前記超  
音波信号の 2 分の 1 波長間隔で移動して前記相関係数の最大位置を求めるこ  
とを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断システム。

6. 前記相関演算手段は、前記計測点における前記圧縮前後の前記包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるに際し、圧縮後の前記包絡線信号の自己相関関数を求め、この自己相関関数を前記計測点の移動に合わせて前記超音波信号の2分の1波長間隔でシフトして前記相関係数を求める特徴とする  
5 請求項3に記載の超音波診断システム。

7. 前記被検体を有限個の要素に分割して少なくとも2次元の有限要素モデルを作成し、そのモデル化の情報と前記歪み分布を用いて弾性係数分布を演算する弾性係数演算手段を備え、前記表示手段に前記弾性分布を表示することを特徴とする請求項6に記載の超音波診断システム。

10 8. 前記相関演算手段は、前記記憶手段に蓄積されたスライス面に対応する前記被検体の圧縮前後の前記包絡線信号のフレームデータに計測点を設定し、該計測点を前記フレームデータに対して少なくとも2次元方向に移動して、前記計測点を囲む2次元相関窓に属する前記圧縮前後の前記包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるとともに、前記圧縮前後の前記R F信号間の位相差を求  
15 め、

前記演算手段は、前記相関演算手段によって求められた前記相関係数が最大となる位置及び前記位相差に基づいて前記圧縮に伴う前記計測点の少なくとも2次元方向の変位を求める変位演算手段を含んでなることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断システム。

20 9. 前記2次元方向は、前記超音波探触子により受信される超音波ビームの方向と、該超音波ビームの走査方向であることを特徴とする請求項8に記載の超音波診断システム。

25 10. 前記相関演算手段は、前記計測点を前記超音波ビーム方向に前記超音波信号の2分の1波長間隔で移動し、前記超音波ビームの走査方向に前記超音波ビームピッチで移動して前記相関係数の最大位置を求める特徴とする請求項9に記載の超音波診断システム。

11. 前記被検体を有限個の要素に分割して少なくとも2次元の有限要素モデルを作成し、そのモデル化の情報と前記歪み分布を用いて弾性係数分布を演

算する弾性係数演算手段を備え、前記表示手段に前記弾性分布を表示することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断システム。

12. 前記相関演算手段は、前記計測点を囲む 2 次元相関窓に属する前記圧縮前後の前記包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるに際し、圧縮後 5 の前記包絡線信号の自己相関関数を求め、この自己相関関数を前記計測点の移動に合わせてずらして前記相関係数を求めるることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断システム。

13. 前記記憶手段に蓄積されたフレームデータは、複数のスライス面のフレームデータを有するボリュームデータであり、

10 前記相関演算手段は、前記計測点を前記ボリュームデータに対して 3 次元方向に移動して、前記計測点を囲む 3 次元相関窓に属する前記圧縮前後の前記包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるとともに、前記圧縮前後の前記 R F 信号間の位相差を求めることが特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断システム。

14. 前記 3 次元方向は、前記超音波探触子により受信される超音波ビームの方向と、該超音波ビームの走査方向と、これらに直交するスライス方向であることを特徴とする請求項 13 に記載の超音波診断システム。

15. 前記相関演算手段は、前記計測点を前記超音波ビーム方向に前記超音波信号の 2 分の 1 波長間隔で移動し、前記超音波ビームの走査方向に前記超音波ビームピッチで移動し、前記スライス方向に前記超音波ビームのスライスピッチで移動して前記相関係数の最大位置を求めることが特徴とする請求項 14 に記載の超音波診断システム。

16. 前記相関演算手段は、前記圧縮前後の前記 R F 信号間の前記超音波ビーム方向、前記超音波ビームの走査方向及びこれらに直交するスライス方向の位相差を求めることが特徴とする請求項 13 に記載の超音波診断システム。

25 前記被検体を有限個の要素に分割して少なくとも 3 次元の有限要素モデルを作成し、そのモデル化の情報と前記歪み分布を用いて弾性係数分布を演算する弾性係数演算手段を備え、前記表示手段に前記弾性分布を表示することを特徴とする請求項 13 に記載の超音波診断システム。

18. 前記相関演算手段は、前記計測点を囲む3次元相関窓に属する前記圧縮前後の前記包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるに際し、圧縮後の前記包絡線信号の自己相関関数を求め、この自己相関関数を前記計測点の移動に合わせてずらして前記相関係数を求める特徴とする請求項13に記載の  
5 超音波診断システム。

19. 前記弾性係数演算手段は、前記被検体組織を等方性弾性体及び近非圧縮性と仮定し、前記被検体組織を有限個の直方体要素に分割して3次元有限要素モデル化し、前記各要素内では、弾性係数、応力、歪みは一様であると仮定し、弾性方程式に前記歪み分布を用いて弾性係数分布を演算することを特徴とする請  
10 求項17に記載の超音波診断システム。

20. 超音波探触子によって被検体の圧縮前後に計測してなる受信信号に基づいて前記被検体の組織の変位を求め、この求めた変位に基づいて前記被検体の組織の歪み分布を求めて表示手段に表示する歪み分布表示方法において、  
前記圧縮前後の受信信号の特微量を求める第1のステップと、

15 前記特微量に基づき前記圧縮前後の前記特微量の相関係数及び前記圧縮前後の前記信号間の位相差を求める第2のステップと、

求められた前記相関係数及び前記位相差に基づいて前記圧縮に伴う前記計測点の変位並びに前記被検体の組織の歪み分布を求める第3のステップと、

求めた前記歪み分布を前記表示手段に表示する第4のステップとを有してなる  
20 ことを特徴とする歪み分布表示方法。

21. 前記特微量は、包絡線、振幅、波高値、波数を含む波形の相関を特定可能なパラメータであることを特徴とする請求項20に記載の歪み分布表示方法。

22. 前記第2ステップは、前記蓄積された前記被検体の圧縮前後の前記超音波探触子により検出された信号の包絡線信号からなる超音波ピームデータに計測点を設定し、該計測点を少なくとも超音波ピーム方向に移動して、前記計測点における前記圧縮前後の前記包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるとともに、前記圧縮前後の前記受信信号間の位相差を求め、

前記第3ステップは、前記求められた前記相関係数が最大となる位置及び前記位相差に基づいて前記圧縮に伴う前記計測点の変位を求める特徴とする請求項20に記載の歪み分布表示方法。

23. 前記第3のステップは、前記計測点における変位を空間微分することによって前記被検体の組織の歪み分布を求める歪み演算手段を含んでなる特徴とする請求項22に記載の歪み分布表示方法。

24. 前記第2のステップは、前記計測点を前記超音波ビーム方向に前記超音波信号の2分の1波長間隔で移動して前記相関係数の最大位置を求める特徴とする請求項22に記載の歪み分布表示方法。

25. 前記第2のステップは、前記計測点における前記圧縮前後の前記包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるに際し、圧縮後の前記包絡線信号の自己相関関数を求め、この自己相関関数を前記計測点の移動に合わせて前記超音波信号の2分の1波長間隔でシフトして前記相関係数を求める特徴とする請求項22に記載の歪み分布表示方法。

26. 前記第2のステップは、前記被検体のスライス面に対応する圧縮前後の前記包絡線信号のフレームデータに計測点を設定し、該計測点を前記フレームデータに対して少なくとも2次元方向に移動して、前記計測点を囲む2次元相関窓に属する前記圧縮前後の前記包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求るとともに、前記圧縮前後の前記RF信号間の位相差を求める。

27. 前記第3のステップは、前記求められた前記相関係数が最大となる位置及び前記位相差に基づいて前記圧縮に伴う前記計測点の少なくとも2次元方向の変位を求める特徴とする請求項20に記載の歪み分布表示方法。

28. 前記第2のステップは、前記計測点を前記超音波ビーム方向に前記超音波信号の2分の1波長間隔で移動し、前記超音波ビームの走査方向に前記超音波ビームピッチで移動して前記相関係数の最大位置を求める特徴とする

請求項 27 に記載の歪み分布表示方法。

29. 前記第 2 のステップは、前記計測点を囲む 2 次元相関窓に属する前記圧縮前後の前記包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるに際し、圧縮後前の前記包絡線信号の自己相関関数を求め、この自己相関関数を前記計測点の移動に合わせてずらして前記相関係数を求める特徴とする請求項 26 に記載の歪み分布表示方法。

30. 前記第 2 のステップは、前記被検体の複数のスライス面に対応する圧縮前後の前記包絡線信号のボリュームデータに計測点を設定し、該計測点を前記ボリュームデータに対して 3 次元方向に移動して、前記計測点を囲む 3 次元相関窓に属する前記圧縮前後の前記包絡線信号の相関係数が最大となる位置を求めるとともに、前記圧縮前後の前記 R F 信号間の位相差を求め、

前記第 3 のステップは、前記求められた前記相関係数が最大となる位置及び前記位相差に基づいて前記圧縮に伴う前記計測点の 3 次元方向の変位を求める特徴とする請求項 20 に記載の歪み分布表示方法。

31. 前記 3 次元方向は、前記超音波探触子により受信される超音波ピームの方向と、該超音波ピームの走査方向と、これらに直交するスライス方向であることを特徴とする請求項 30 に記載の歪み分布表示方法。

32. 前記第 2 のステップは、前記計測点を前記超音波ピーム方向に前記超音波信号の 2 分の 1 波長間隔で移動し、前記超音波ピームの走査方向に前記超音波ピームピッチで移動し、前記スライス方向に前記超音波ピームのスライスピッチで移動して前記相関係数の最大位置を求める特徴とする請求項 31 に記載の歪み分布表示方法。

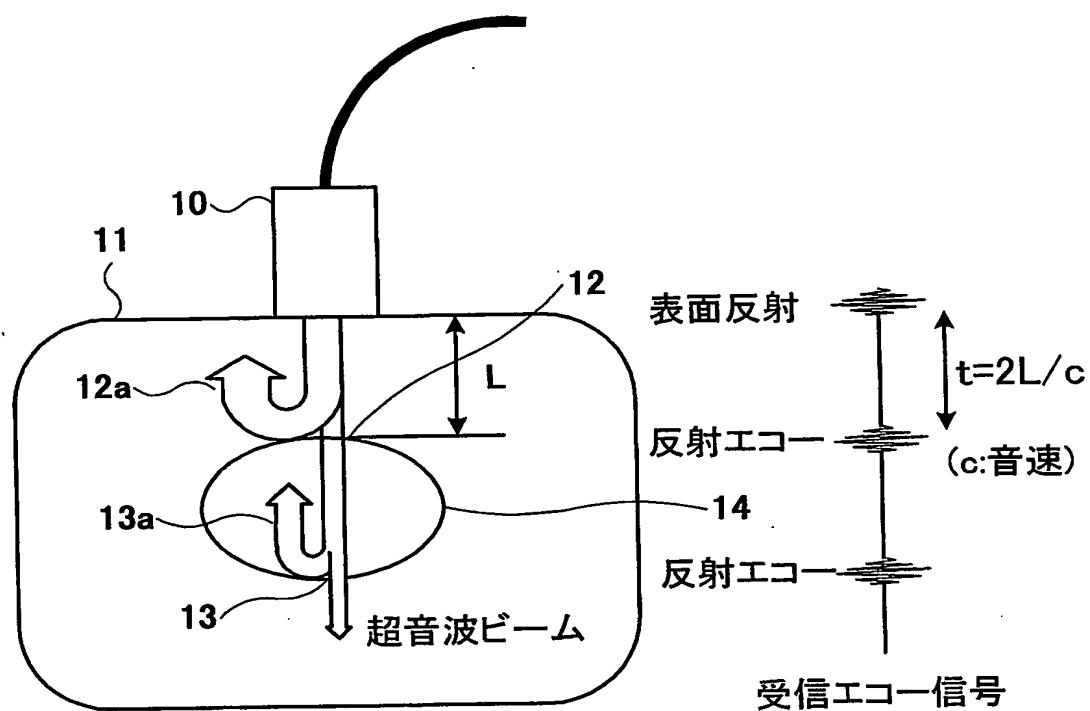
33. 前記被検体から受信した信号で作られた仮想モデルを有限個の要素に分割して少なくとも 2 次元の有限要素モデルを作成し、そのモデル化の情報と前記求めた前記歪み分布を用いて弾性係数分布を演算する第 5 のステップと、この求めた弾性係数分布を前記表示手段に表示する第 6 のステップとを有することを特徴とする請求項 20 に記載の歪み分布表示方法。

34. 前記第 5 ステップは、前記被検体を有限個の要素に分割して 3 次元

の有限要素モデルを作成し、そのモデル化の情報と前記歪み分布を用いて弾性係数分布を演算する弾性係数演算手段を備え、前記表示手段に前記弾性分布を表示することを特徴とする請求項 3 に記載の歪み分布表示方法。

1/24

図1



2/24

図2(A)

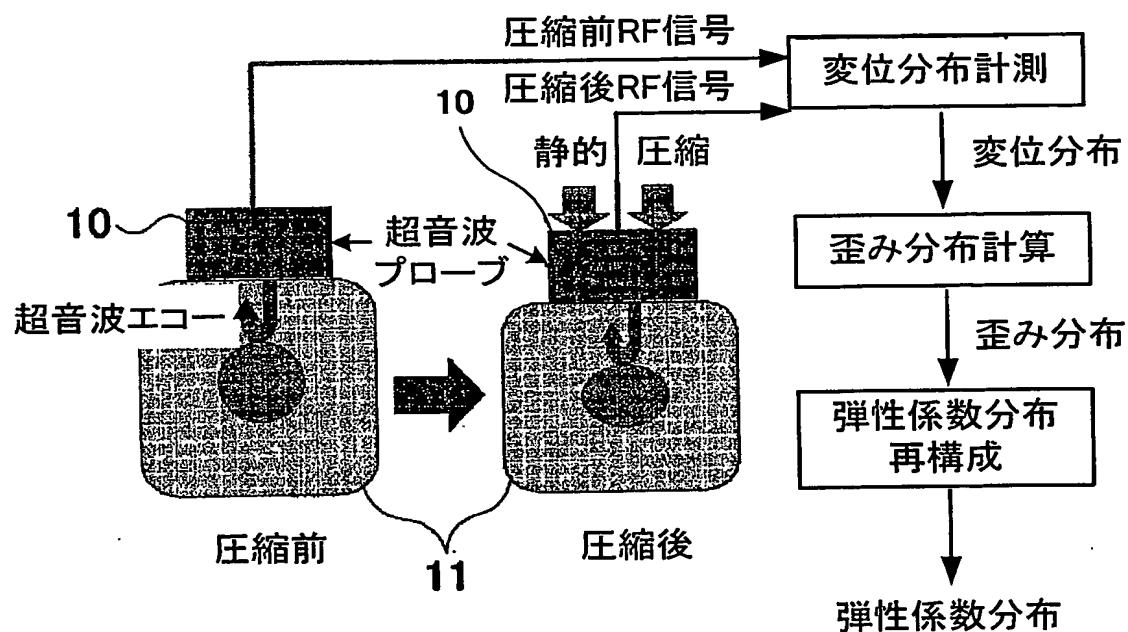
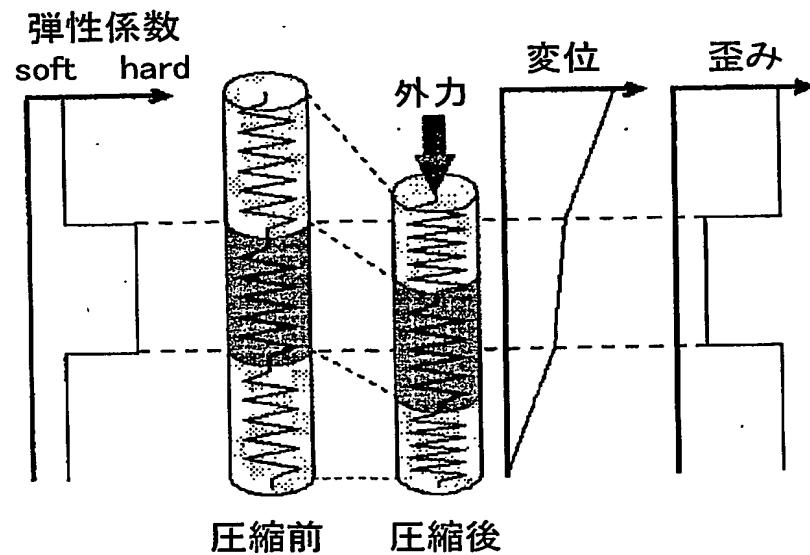


図2(B)



3/24

図3

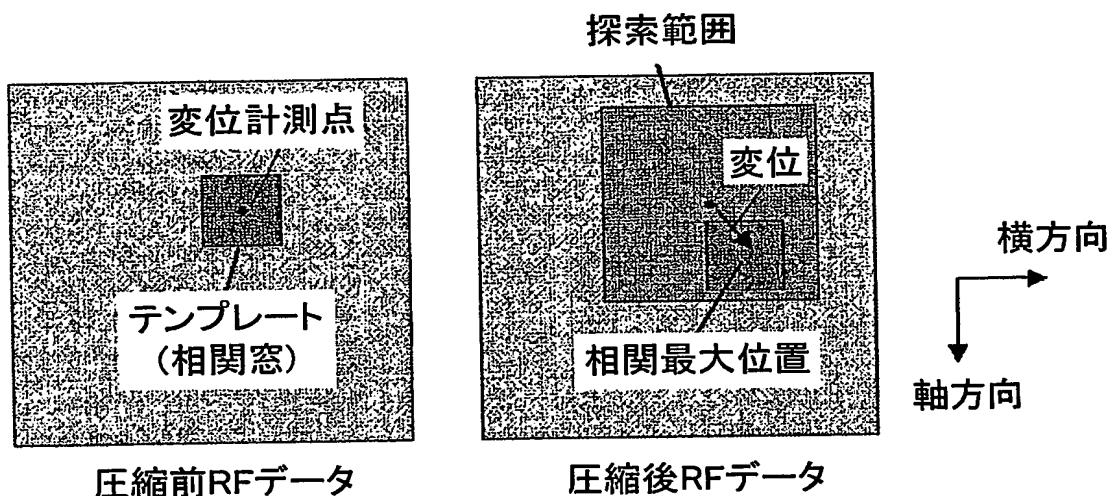
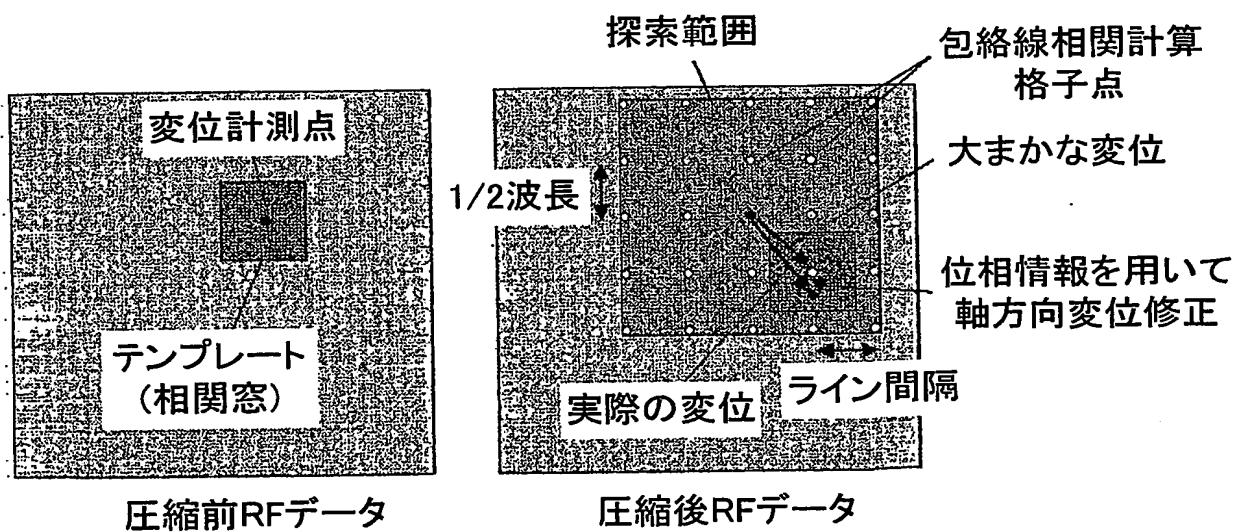


図8



4/24

図4

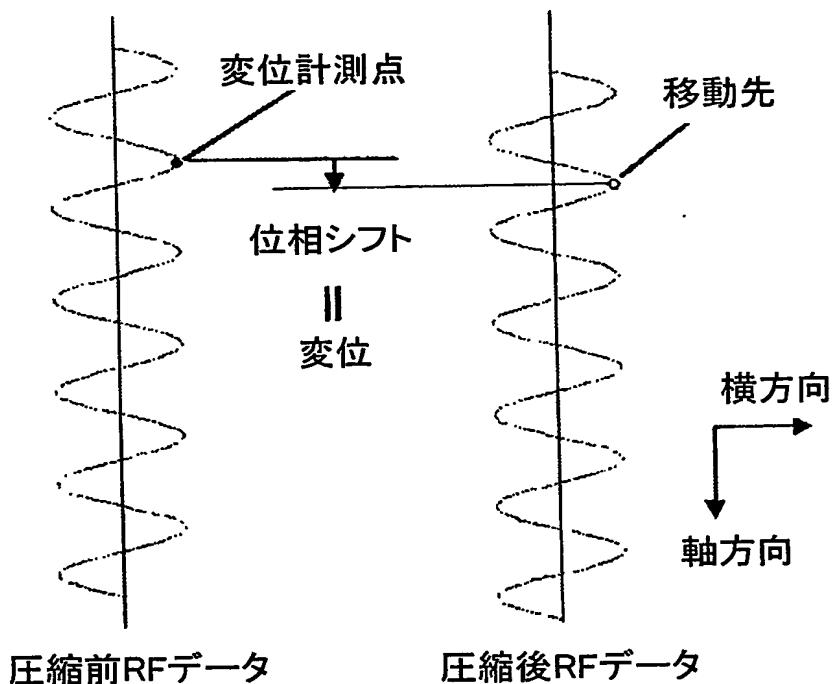
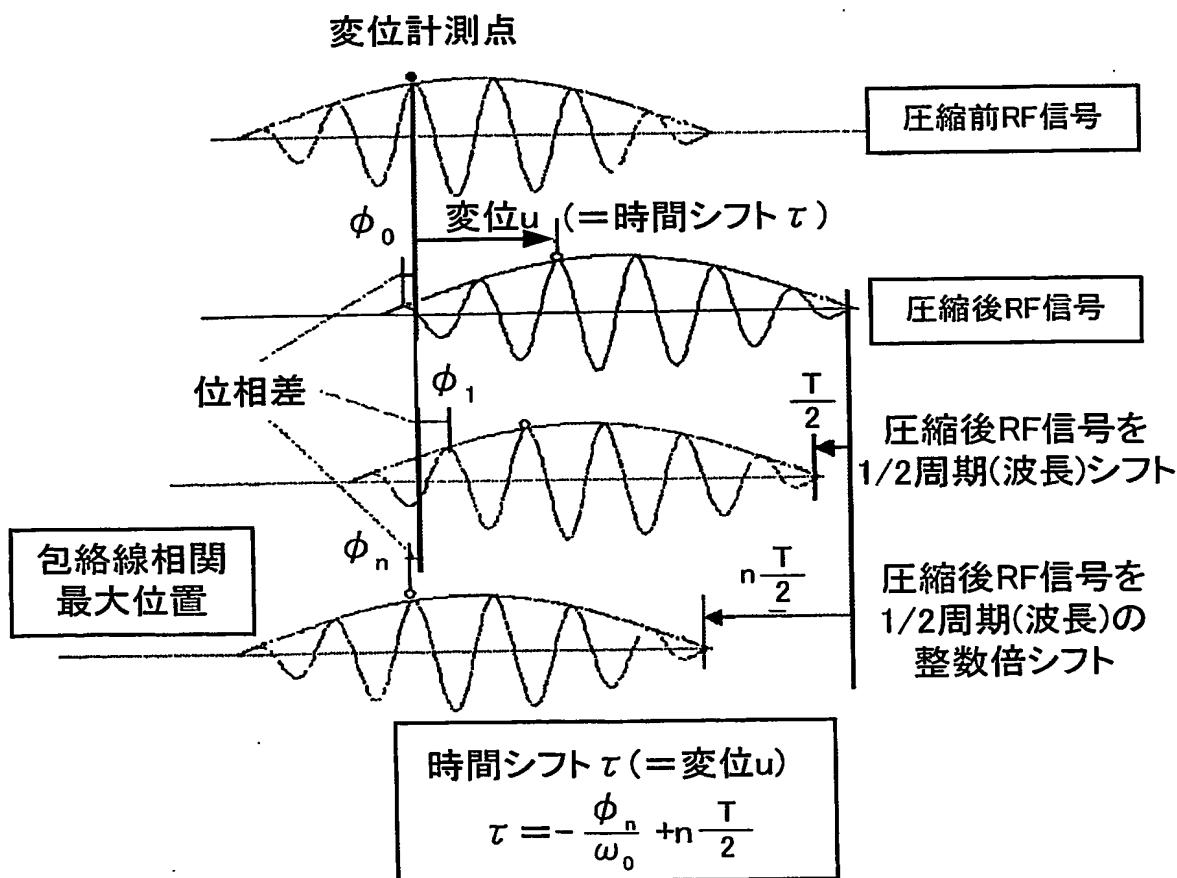
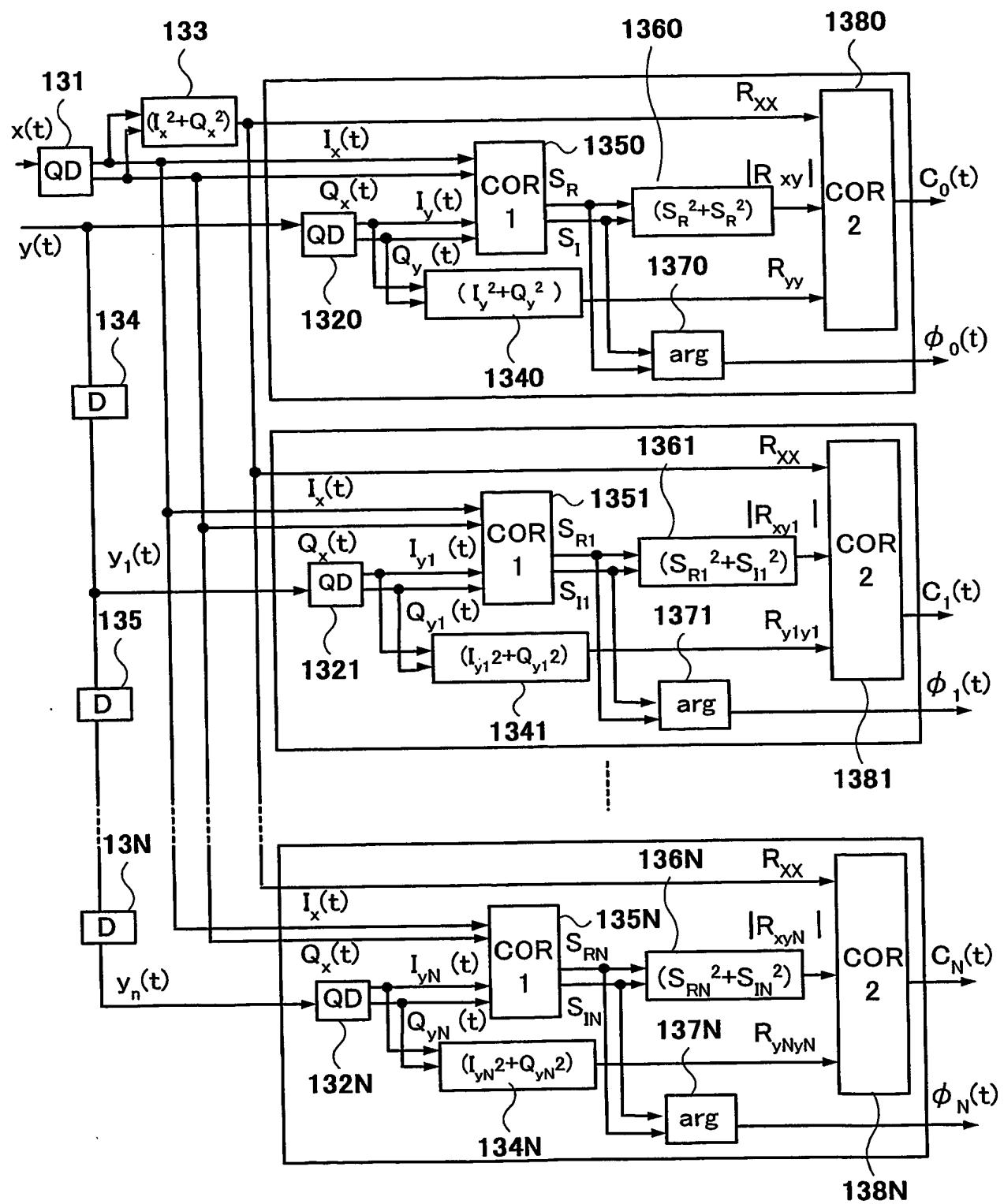


図5



5/24

図6



6/24

図7

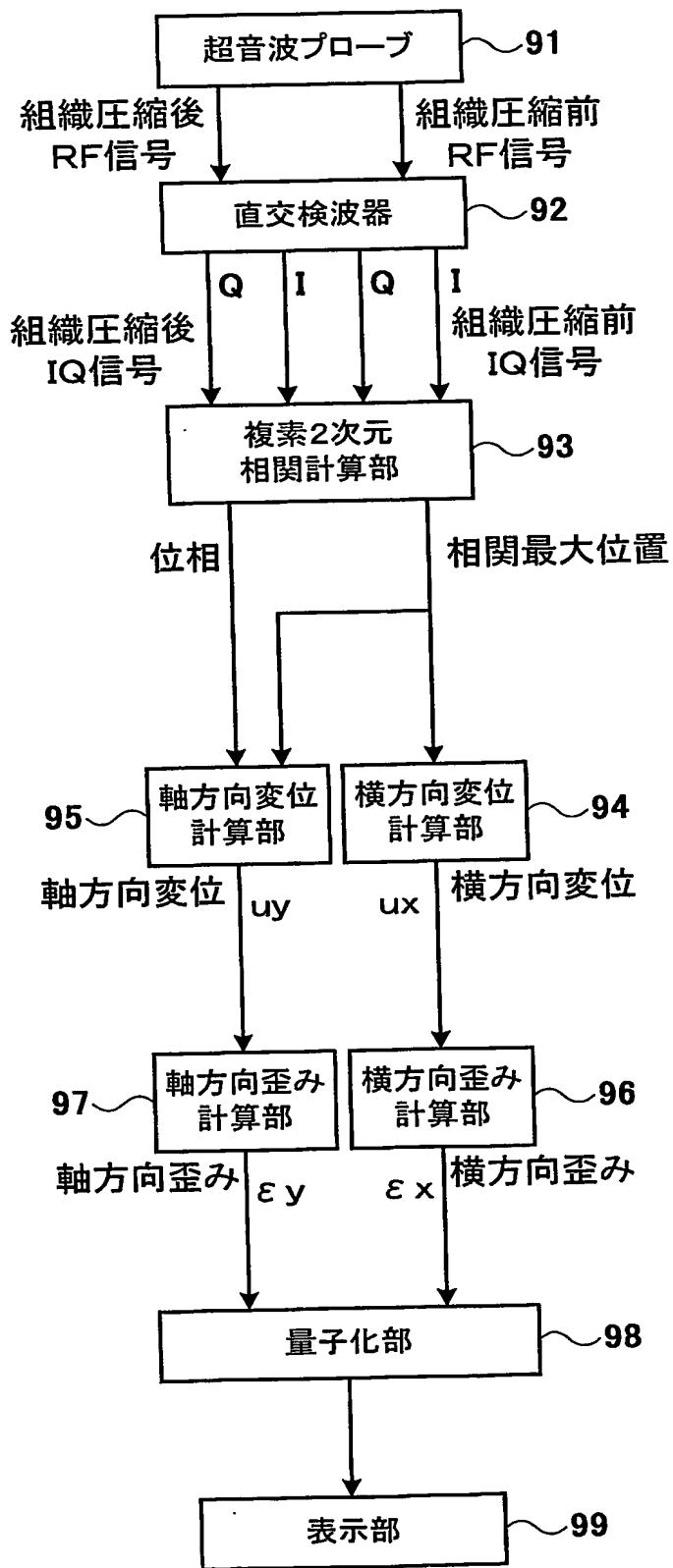


図9

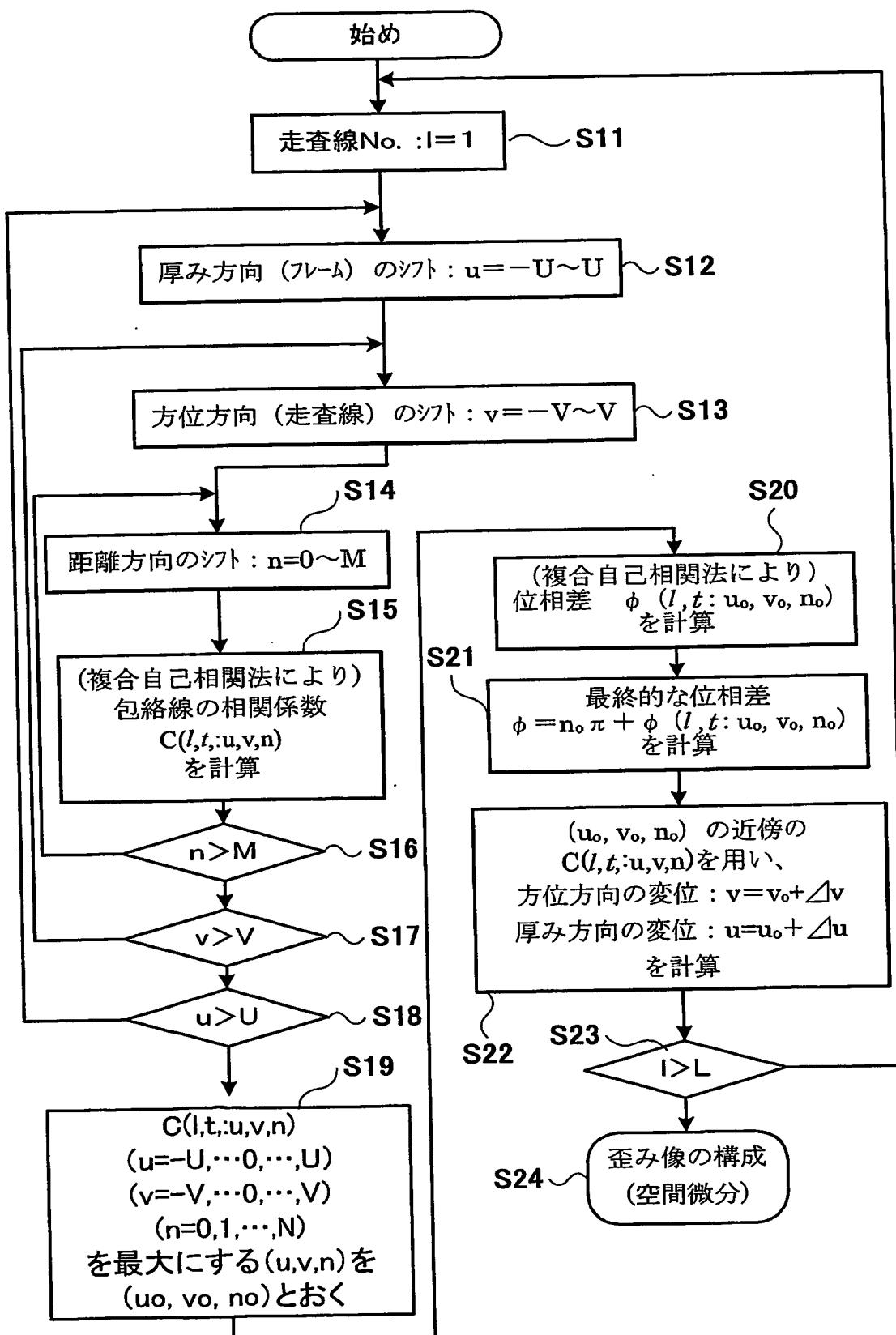
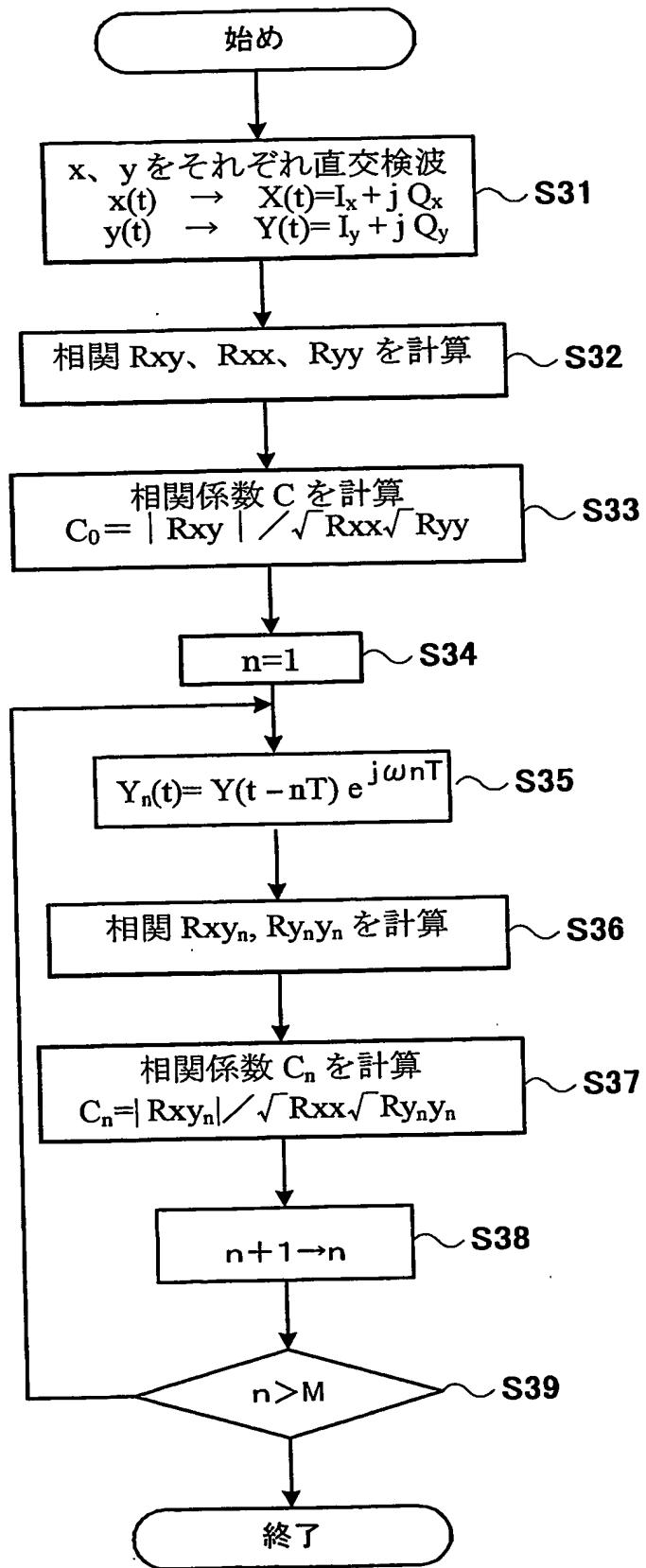
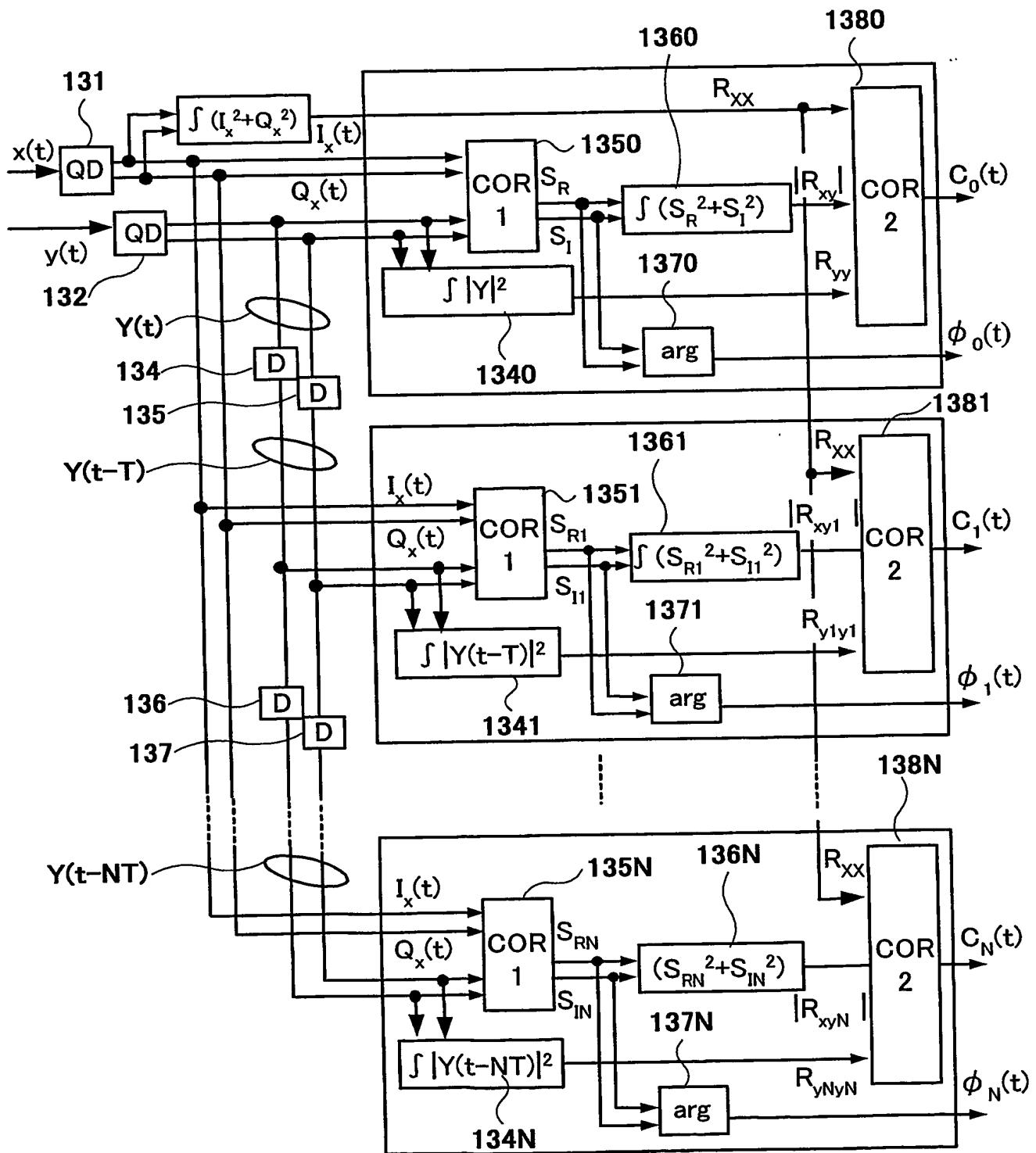


図10



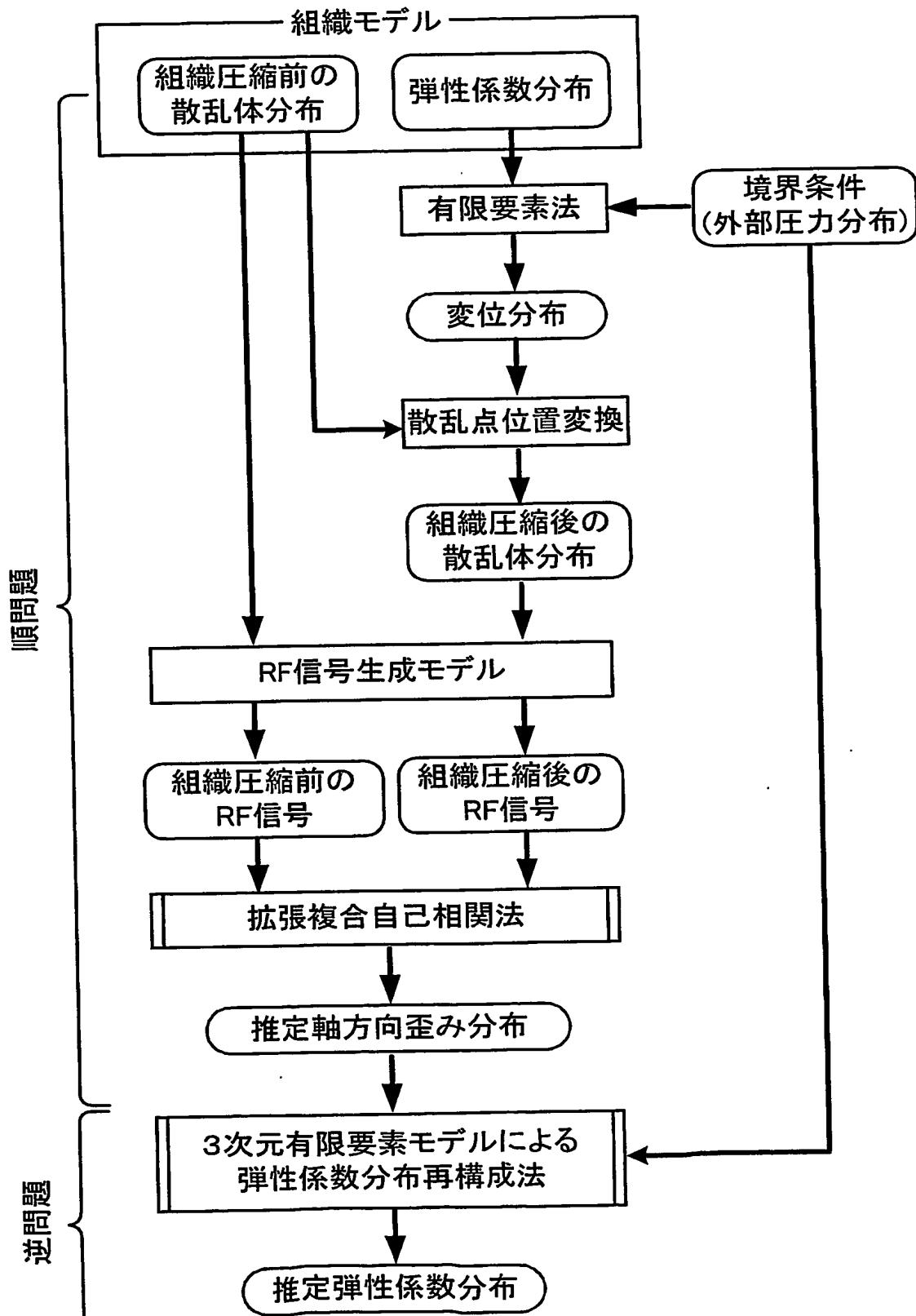
9/24

図 11



10/24

図12



11/24

図13(A)

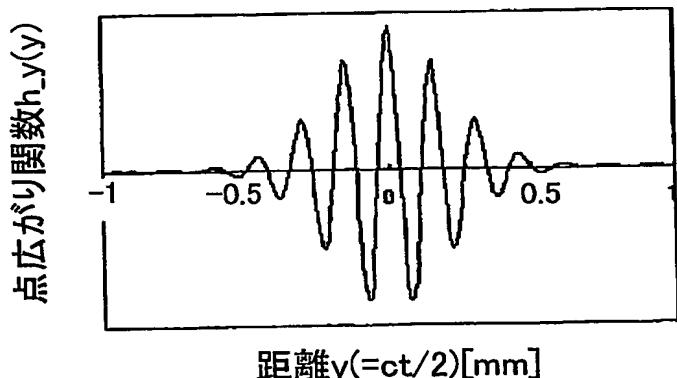
距離 $y(=ct/2)[\text{mm}]$ 

図13(B)

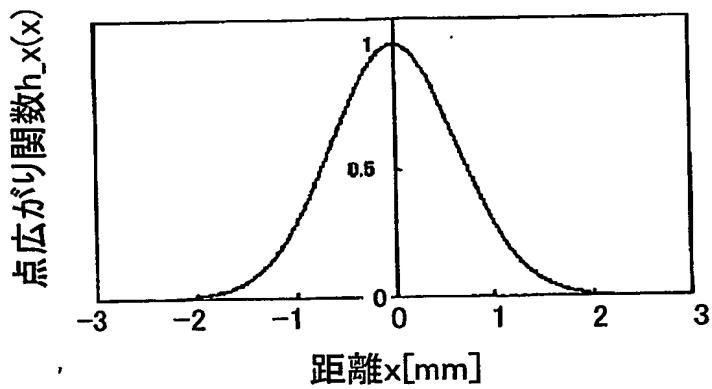
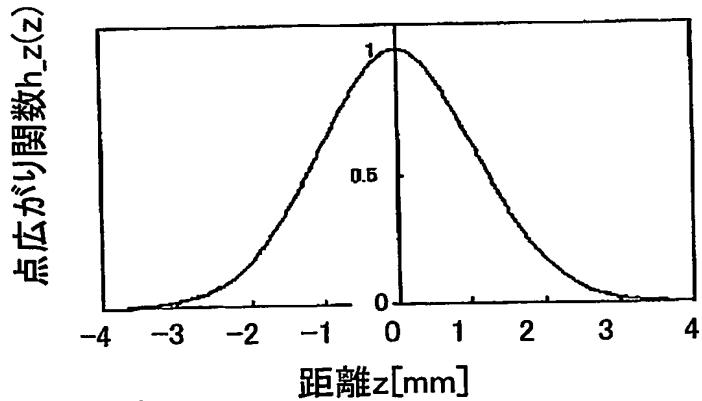
距離 $x[\text{mm}]$ 

図13(C)

距離 $z[\text{mm}]$

12/24

図14

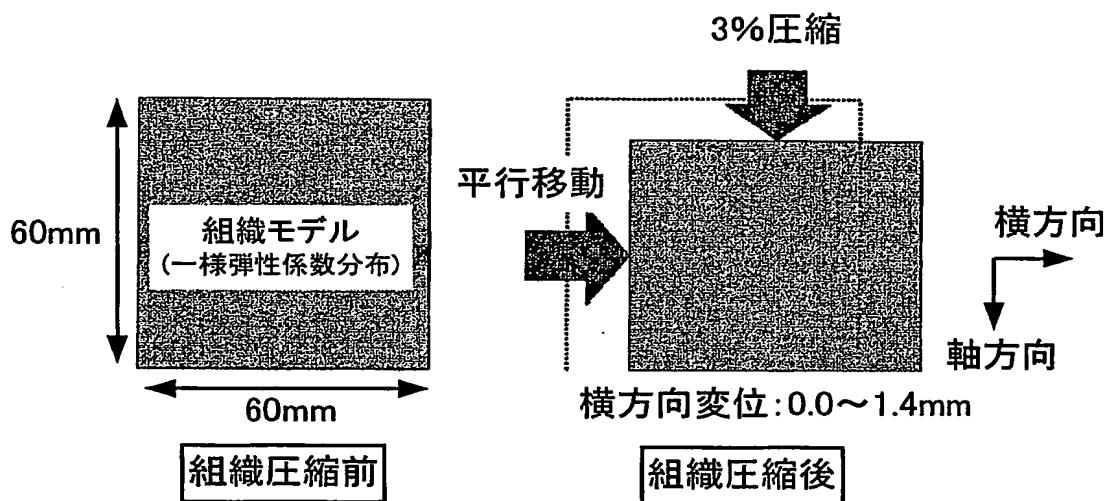
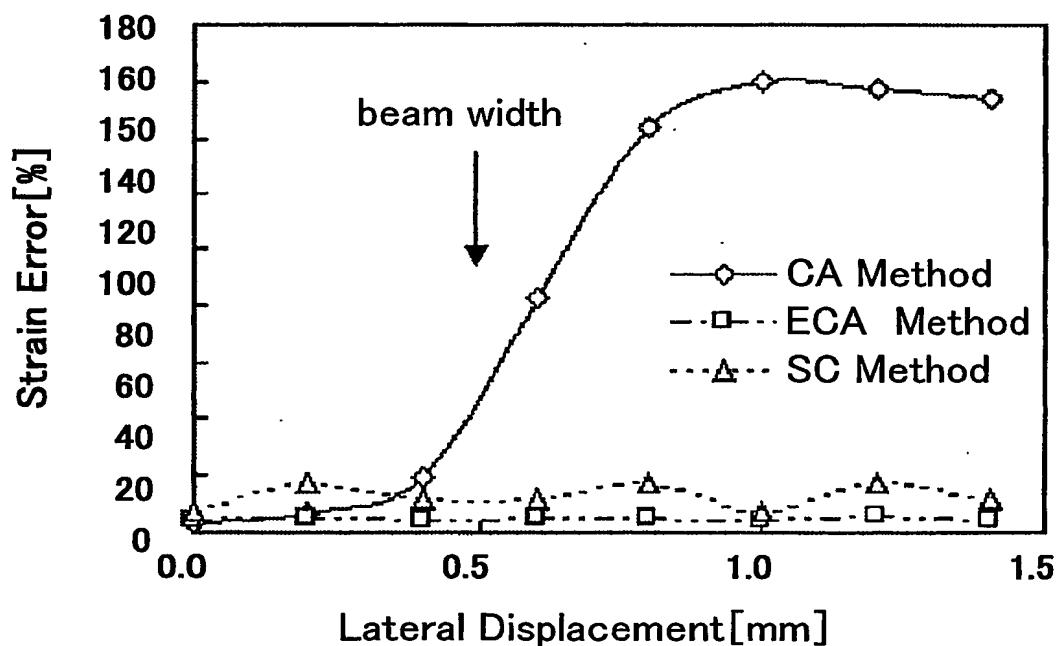


図15



13/24

図16(A)

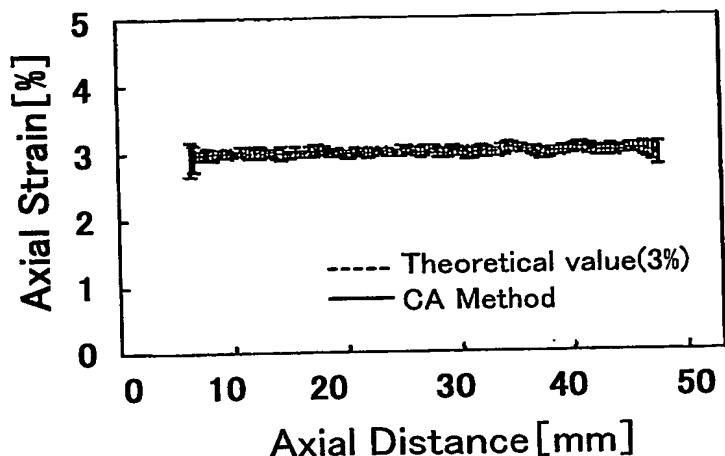


図16(B)

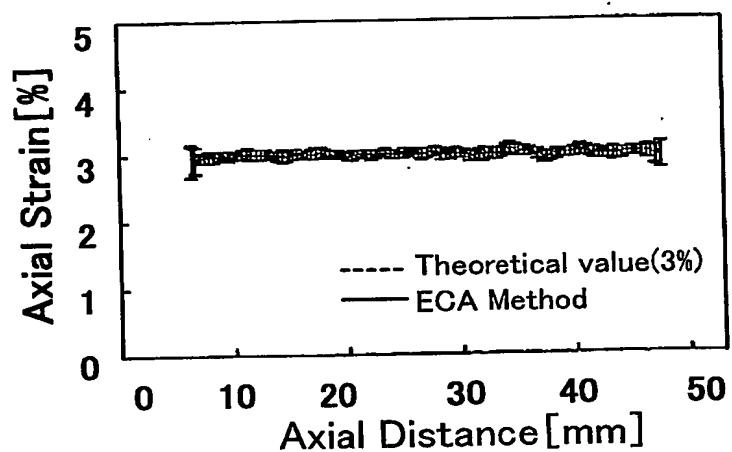
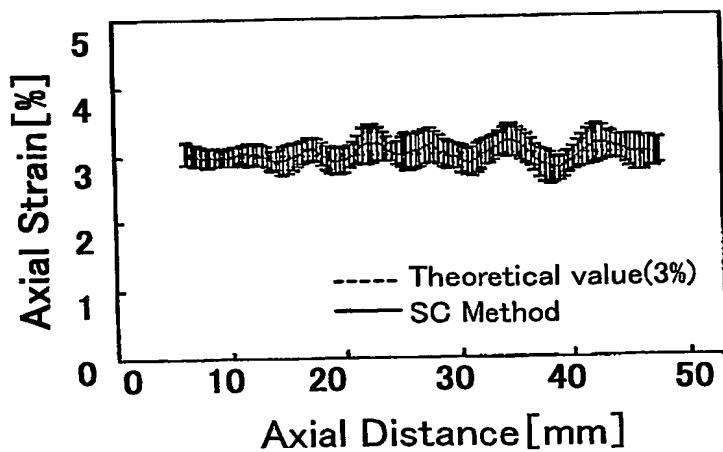


図16(C)



14/24

図 17(A)

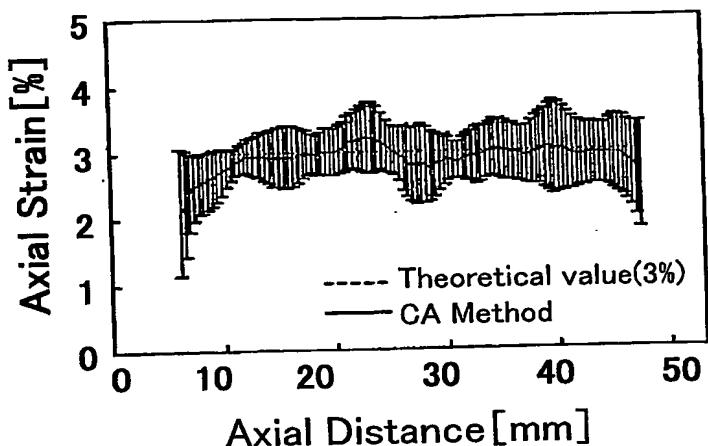


図 17(B)

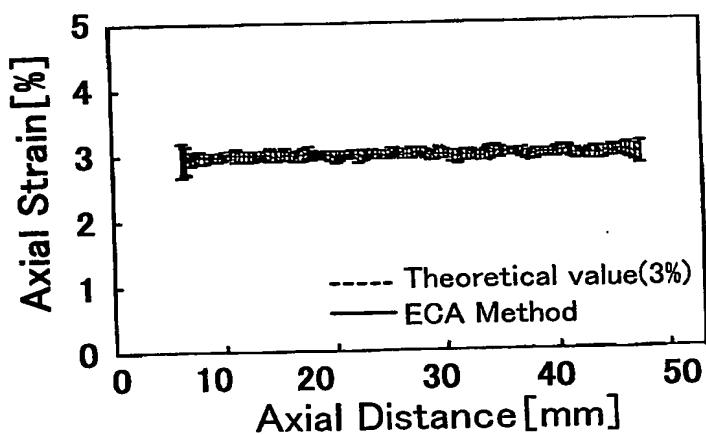
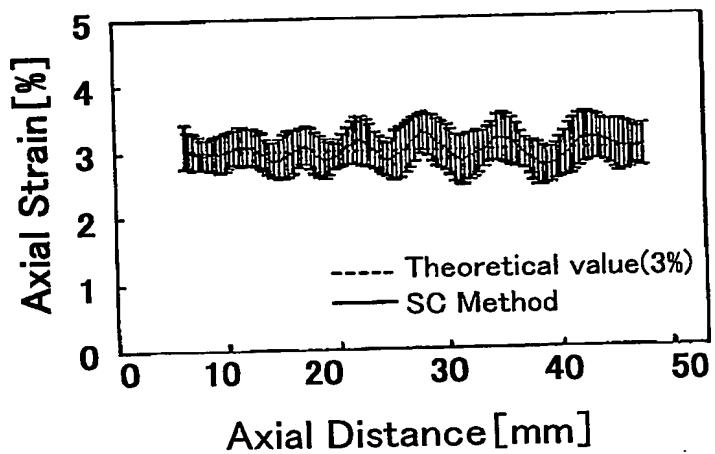


図 17(C)



15/24

図18(A)

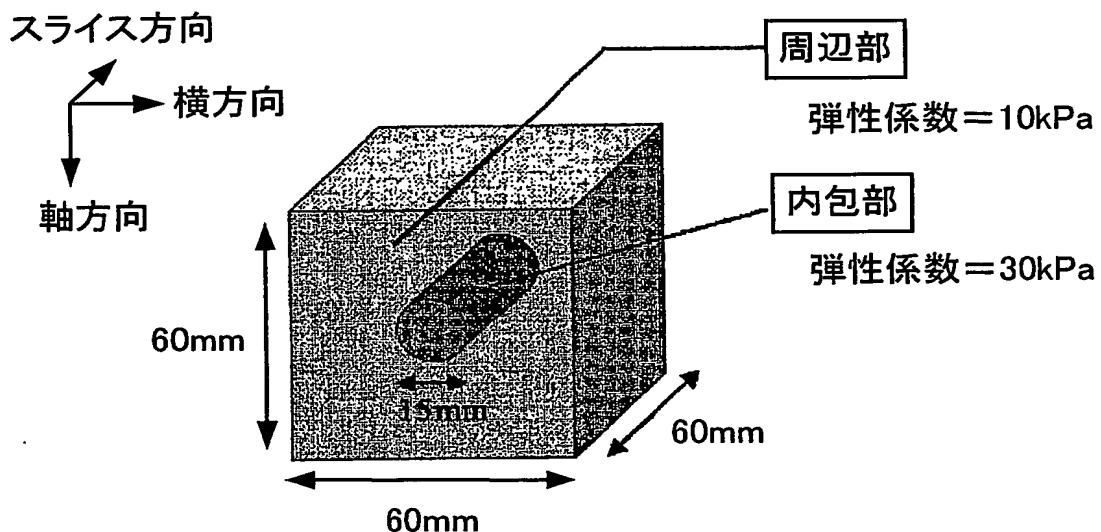


図18(B)

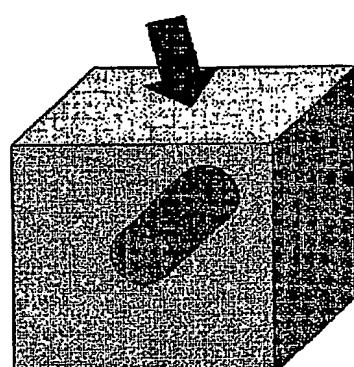
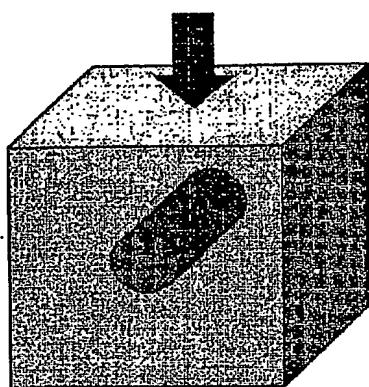
外部圧力: 軸方向200Pa  
(モデル上面で一様)

Detailed description: This diagram shows the 3D model from a top-down perspective, indicating it is fixed at the bottom face. A vertical arrow points downwards through the center of the model, representing an axial compression force of 200Pa applied uniformly across the top surface.

図18(C)

外部圧力: 軸方向200Pa, 横方向30Pa  
(モデル上面で一様)

Detailed description: This diagram shows the 3D model from a top-down perspective, indicating it is fixed at the bottom face. A vertical arrow points downwards through the center, and a horizontal arrow points towards the right side, representing a combined axial compression of 200Pa and a lateral compression of 30Pa applied uniformly across the top surface.



16/24

図19(a)



図19(b)



図19(c)

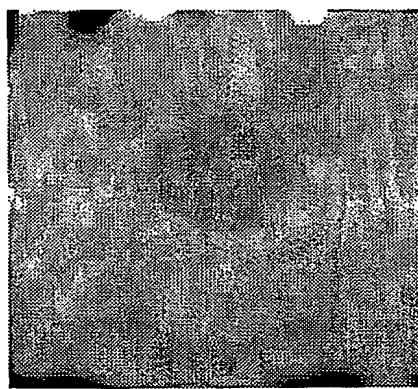
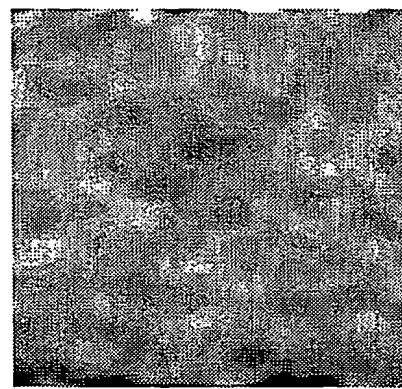


図19(d)



17/24

図20(a)

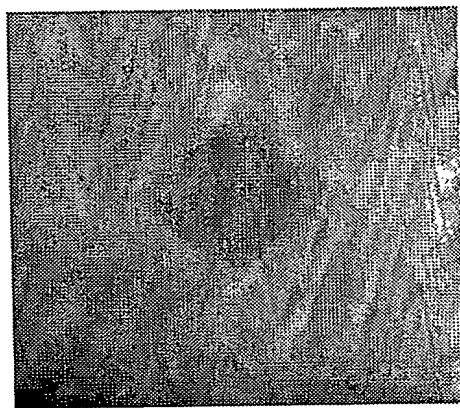


図20(b)



図20(c)

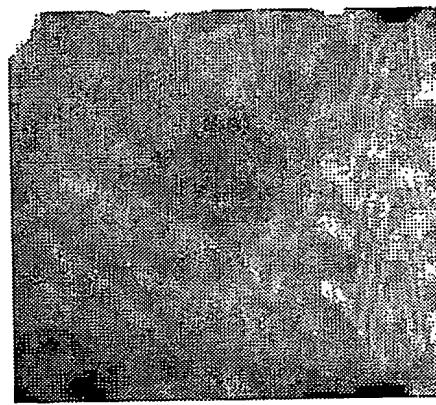
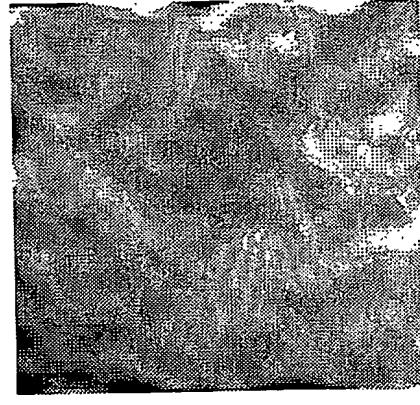


図20(d)



17/24

図20(a)

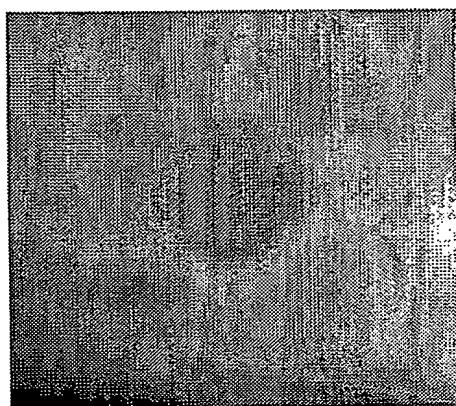


図20(b)



図20(c)

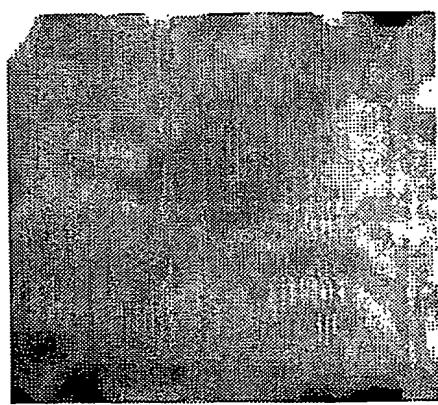
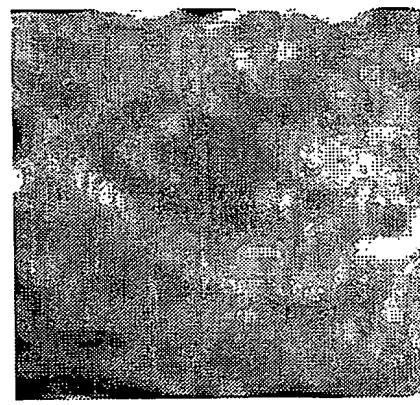


図20(d)



18/24

図21(a)

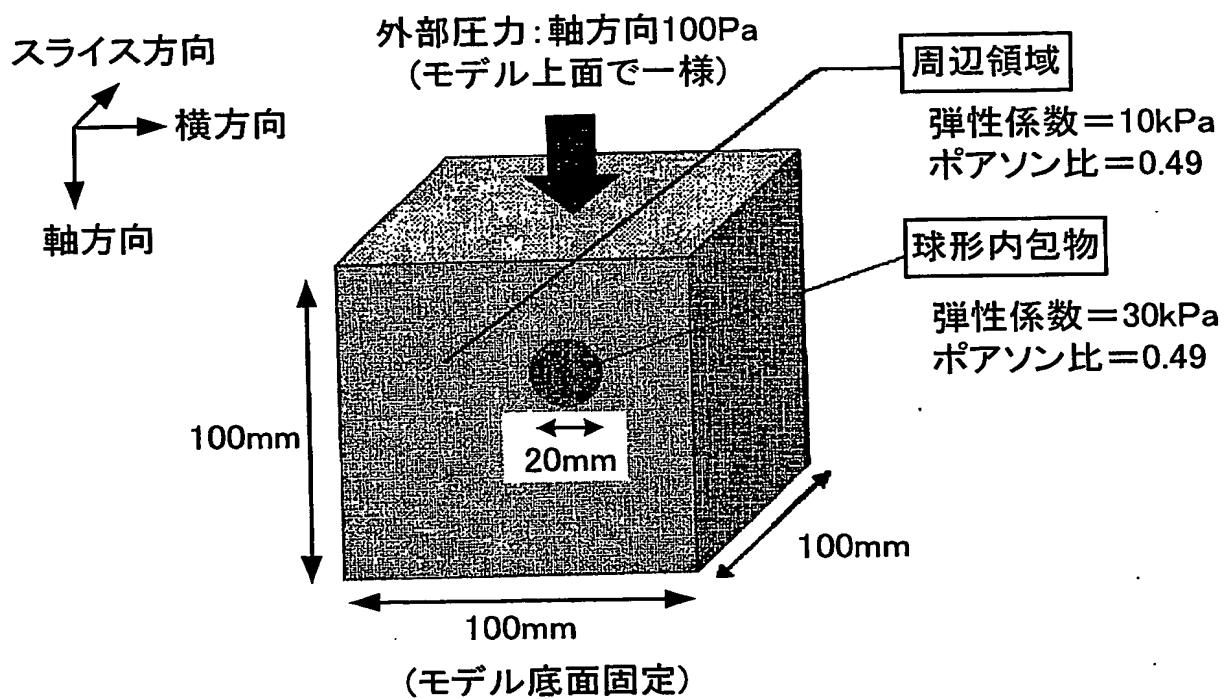
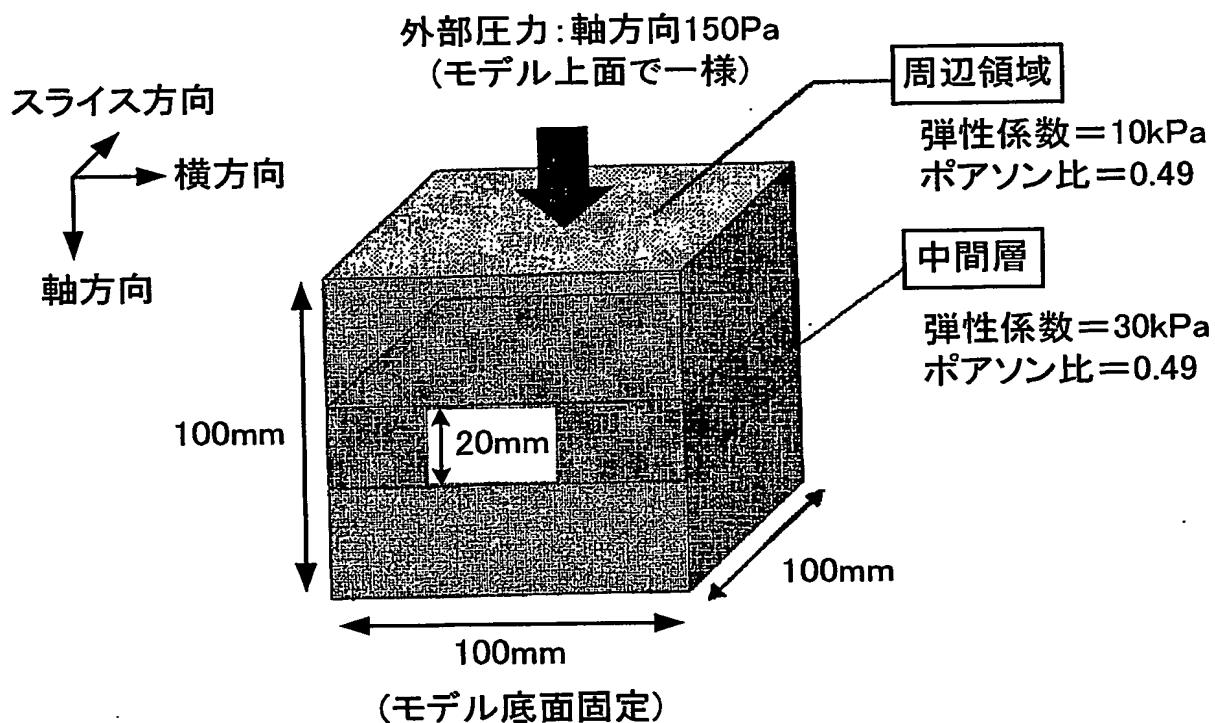


図21(b)



19/24

図22(a)

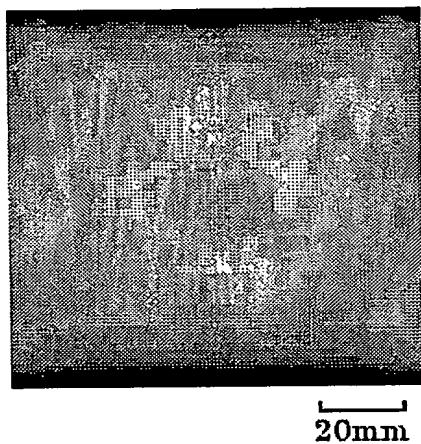


図22(b)

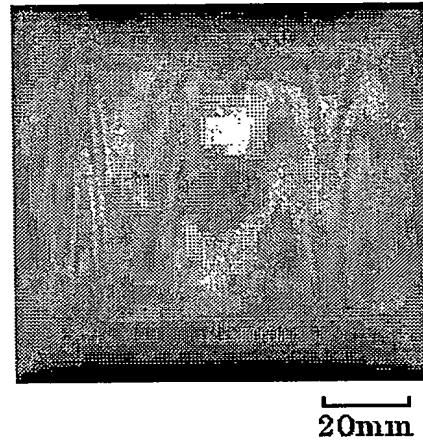


図22(c)

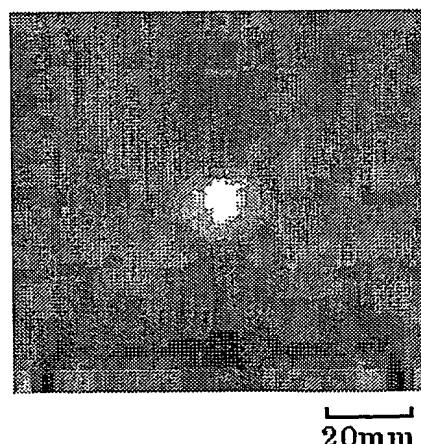
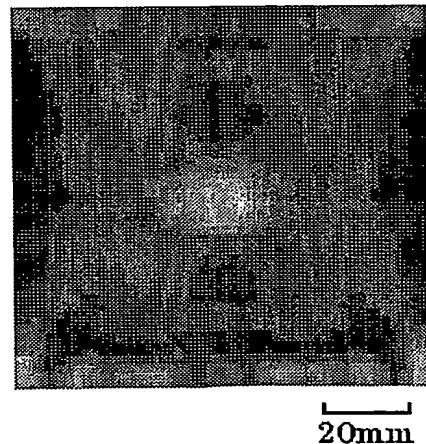


図22(d)



20/24

図23(a)

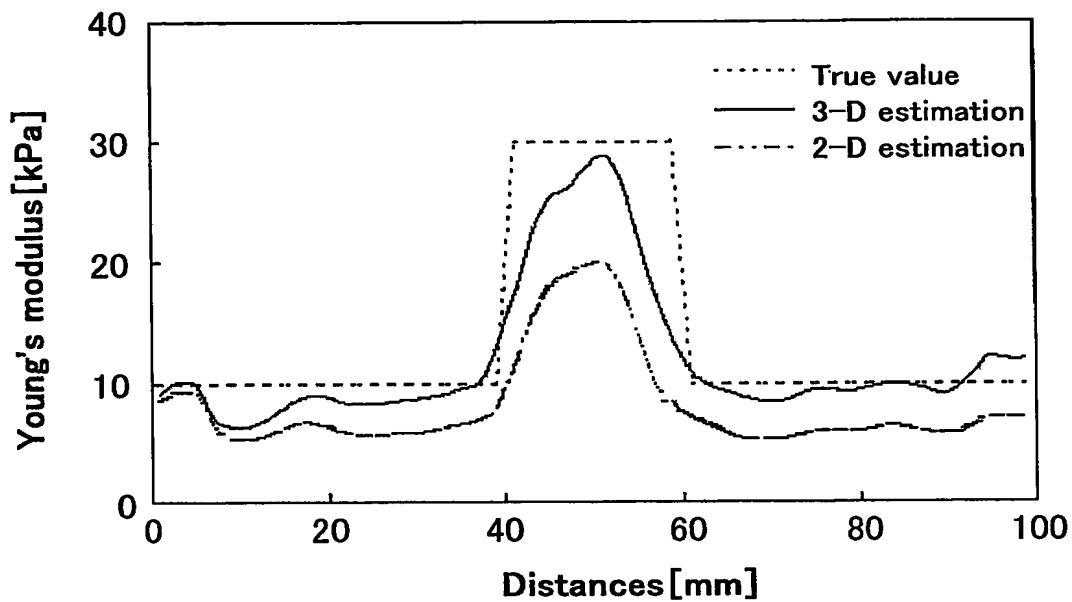
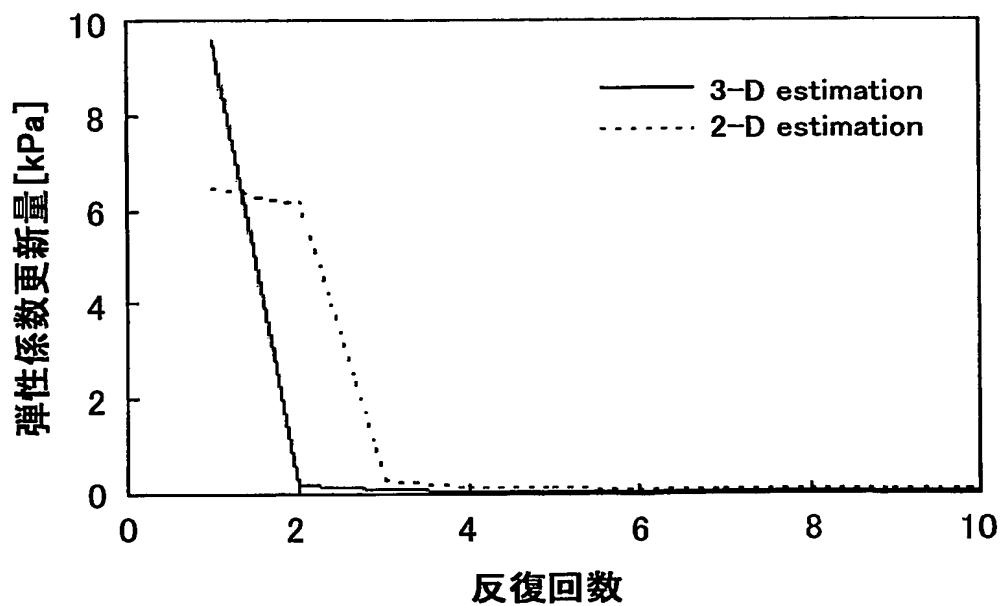


図23(b)



21/24

図24(a)

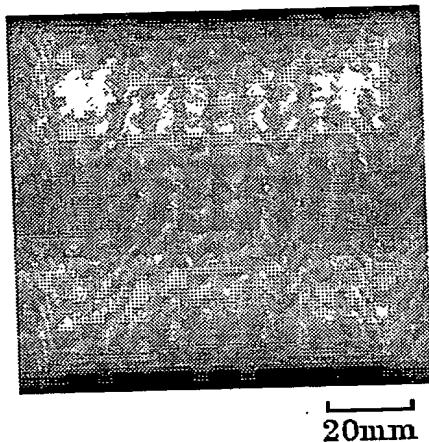


図24(b)

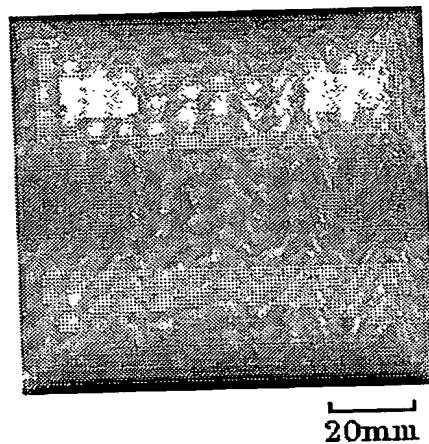


図24(c)

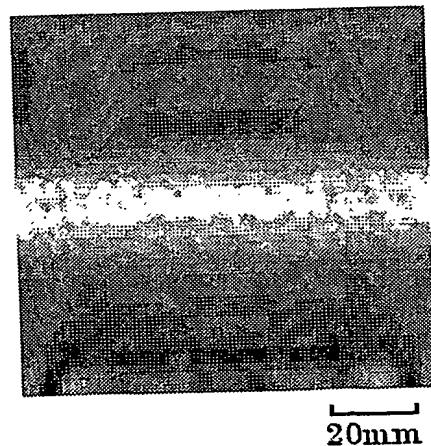
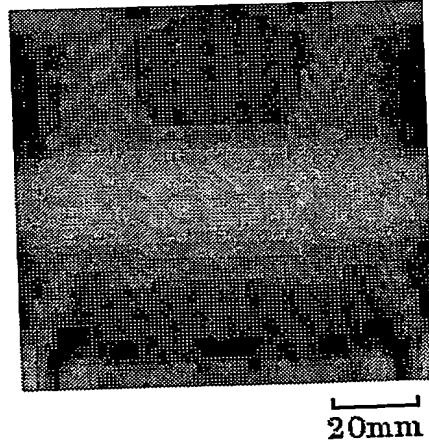


図24(d)



22/24

図25(a)

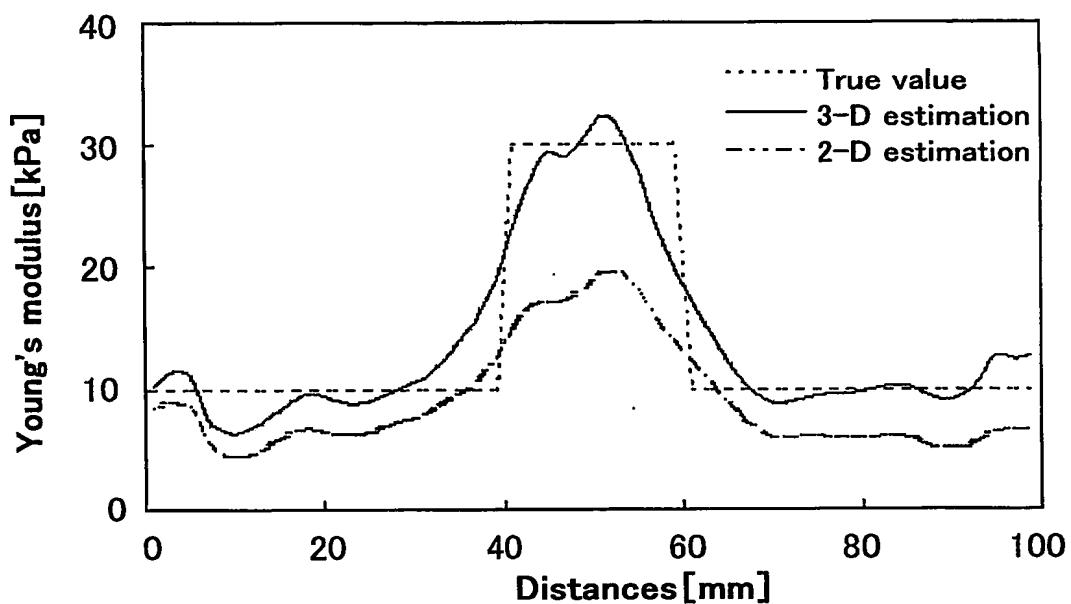
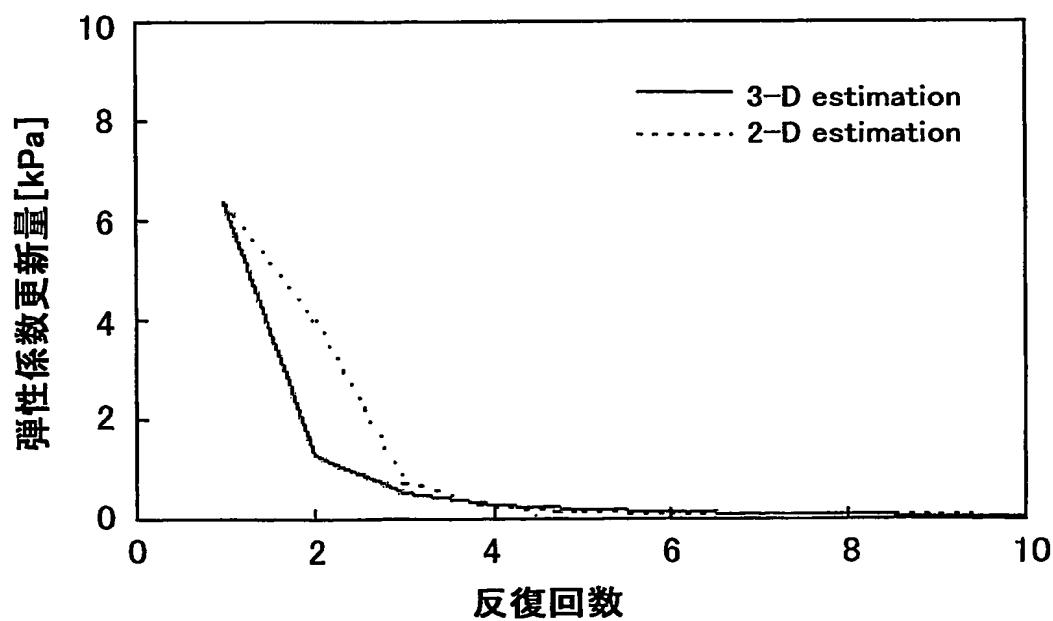
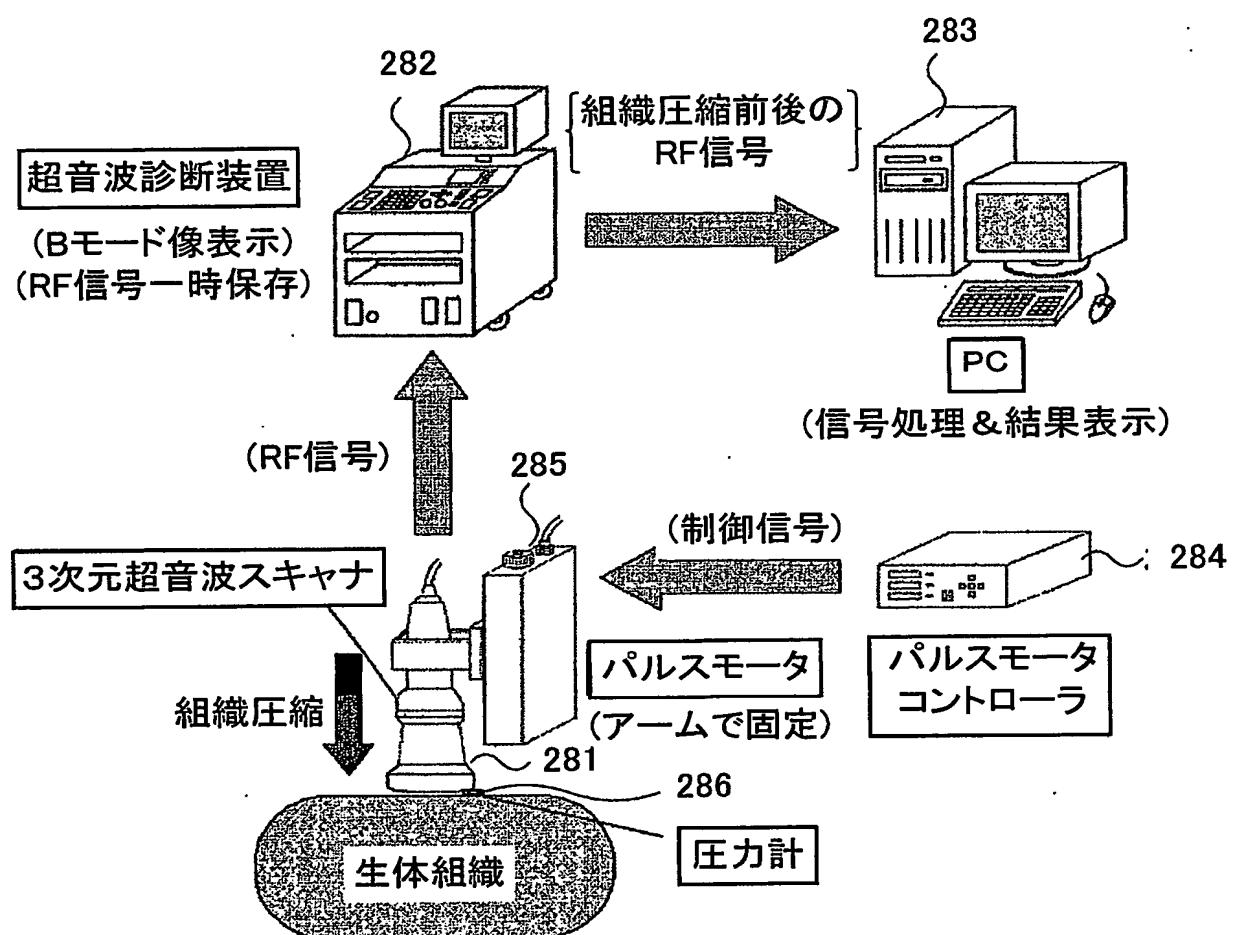


図25(b)



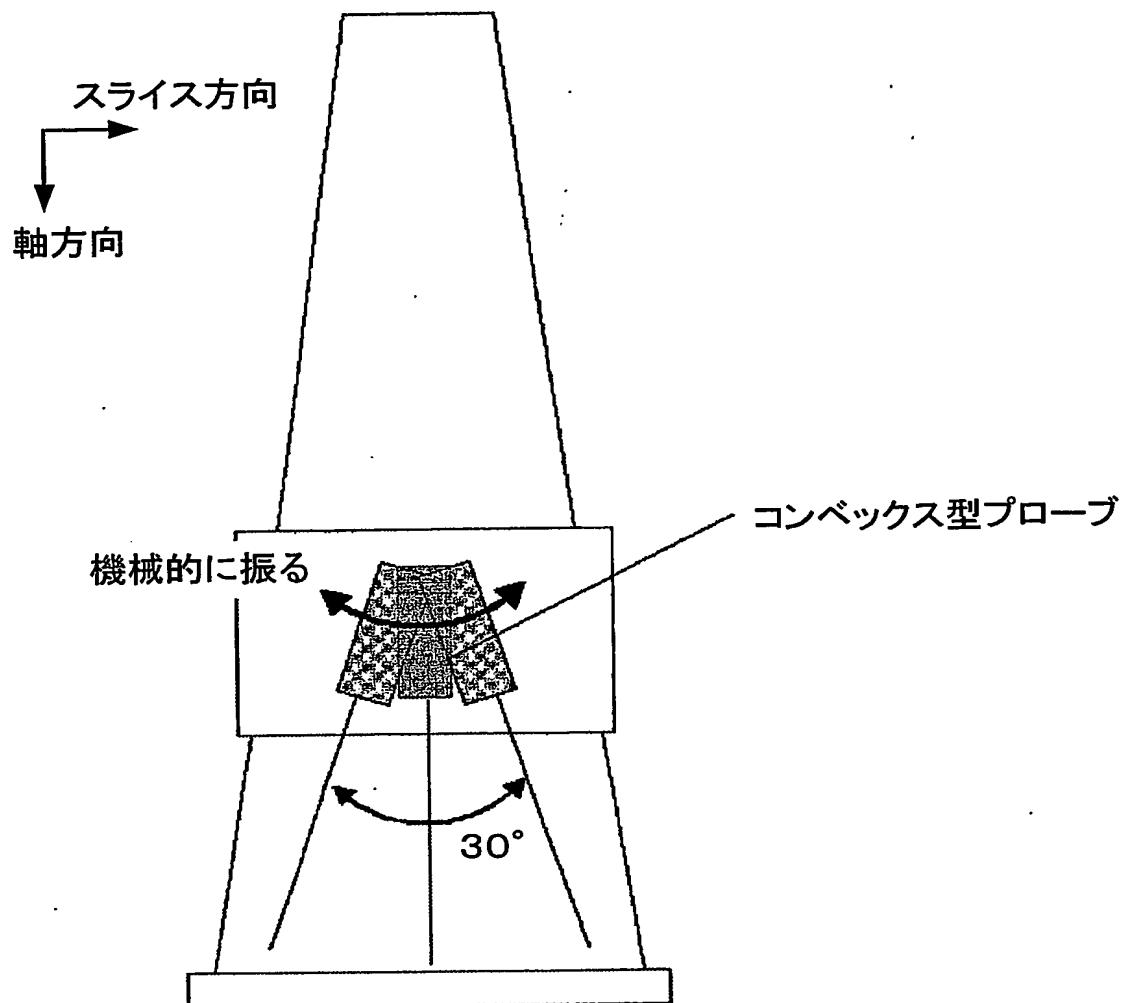
23/24

図26



24/24

図27



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP03/09731

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B8/08

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003  
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)  
JSTPLUS FILE (JOIS), JMEDPLUS FILE (JOIS)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	Tsuyoshi SHIINA et al., "Fukugo Jiko Sokanho ni yoru Jitsujikan Tissue Elasticity Imaging", Journal of Medical Ultrasonics, 15 February, 1999 (15.02.99), Vol.26, No.2, pages 57 to 66	1-7,20-25, 33,34
A	Makoto YAMAKAWA et al., "Kakucho Fukugo Jiko Sokanho ni yoru Soshiki Yugami Bunpu Suitei -Jikkenteki Kento-", Journal of Medical Ultrasonics, 15 April, 2001 (15.04.01), Vol.28, No.3, pp.J390	1-7,20-25, 33,34
A	Makoto YAMAKAWA et al., "Tissue Elasticity Reconstruction Based on 3-Dimensional Finite-Element Model", Jpn.J.Appl.Phys., 30 May, 1999 (30.05.99), Vol.38, part 1, No.5B, pages 3393 to 3398	1-7,20-25, 33,34

Further documents are listed in the continuation of Box C.  See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search  
21 October, 2003 (21.10.03)

Date of mailing of the international search report  
04 November, 2003 (04.11.03)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Faxsimile No.

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP03/09731

**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.:

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2.  Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3.  Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature common to claims 1-34 is a technical feature disclosed in claim 1 or claim 20. However, the search has revealed that the technical feature of claim 1 or 20 is not novel since it is disclosed in SHIINA Takeshi et al "Fukugo ziko-soukan-hou niyoru zitu-zikan Tissue Elasticity Imaging", Journal of medical ultrasonics, 15 February, 1999 (15.02.99), Vol. 26, No. 2, pp.57-66.

Accordingly, the technical feature of claim 1 or 20 cannot be a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence. Consequently, it is obvious that the inventions of claims 1-7, 20-25, 33, 34, the inventions of claims 8-12, 26-29, and the inventions of claims 13-19, 30-32 do not satisfy the requirement of unity of invention.

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-7, 20-25, 33, 34

Remark on Protest  The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

No protest accompanied the payment of additional search fees.

## 国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP03/09731

## A. 発明の属する分野の分類(国際特許分類(IPC))

Int. Cl. 7

A61B8/08

## B. 調査を行った分野

## 調査を行った最小限資料(国際特許分類(IPC))

Int. Cl. 7

A61B8/00-8/15

## 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

## 国際調査で使用した電子データベース(データベースの名称、調査に使用した用語)

JST PLUSファイル(JOIS)

JMEDPLUSファイル(JOIS)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	椎名毅他、 "複合自己相関法による実時間Tissue Elasticity Imaging"、 超音波医学、1999.02.15、Vol.26、No.2、pp.57-66	1-7, 20-25, 33, 34
A	山川誠他、 "拡張複合自己相関法による組織歪み分布推定—実験的検討—"、 超音波医学、2001.04.15、Vol.28、No.3、pp.J390	1-7, 20-25, 33, 34

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

- 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
- 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
- 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献(理由を付す)
- 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
- 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

## の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

## 国際調査を完了した日

21.10.03

## 国際調査報告の発送日

04.11.03

## 国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

## 特許庁審査官(権限のある職員)

伊藤 幸仙

2W 3101



電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	Makoto Yamakawa <i>etal.</i> , "Tissue Elasticity Reconstruction Based on 3-Dimensional Finite-Element Model", Jpn. J. Appl. Phys., 1999. 05. 30, Vol. 38, part1, No. 5B, pp. 3393-3398	1-7, 20-25, 33, 34

## 第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1.  請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2.  請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3.  請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-34に記載される発明に共通な事項は、請求の範囲1または20に記載される構成である。しかしながら、調査の結果、請求の範囲1または20に記載される構成は、椎名毅他、”複合自己相関法による実時間Tissue Elasticity Imaging”、超音波医学、1999.02.15、Vol.26、No.2、p.57-66に開示された構成であり、新規でないことが明らかとなった。

してみると、上記請求の範囲1または20に記載される構成は、PCT規則第13.2の第2文の意味において、特別な技術的特徴と認められない。よって、請求の範囲1-7、20-25及び33, 34に記載される発明、請求の範囲8-12及び26-29に記載される発明、請求の範囲13-19及び30-32に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことが明らかである。

1.  出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2.  追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3.  出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4.  出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲1-7, 20-25, 33, 34

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあつた。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかつた。